UNIVERSITE DE PARIS V

FACULTE DE MEDECINE COCHIN PORT-ROYAL

Année 1975 N°

T H E S E

pour le

DOCTORAT EN MEDECINE

(Diplôme d'Etat)

par

Claude LUCAS

Né le 4 mars 1946 à Paris XX°

Présentée et soutenue publiquement le : 1975

LE CAPTAGE CENTIMETRIQUE

NOUVELLE METHODE D'ECHOENCEPHALOGRAPHIE PULSATILE

APPLICATIONS CLINIQUES EN NEUROLOGIE ET REANIMATION

Président : M. BRION, Professeur

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

A MES PARENTS

A MES FRERES

A MES AMIS

A notre Président de Thèse ,

Monsieur le PROFESSEUR Serge BRION,
Professeur au Centre Hospitalier Universitaire de PARIS OUEST
Médecin Chef du Service de NEUROPSYCHIATRIE de l'HOPITAL de VERSAILLES

QUI NOUS A FAIT LE GRAND HONNEUR D'ACCEPTER DE PRESIDER NOTRE THESE ET DE NOUS GUIDER AU COURS DE CE TRAVAIL.

-=oO§Oo=-

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41548106_0012

A Serge CHANCHOLE,

INGENIEUR de l'ECOLE CENTRALE DE LYON

qui, grâce à ses vastes connaissances et à son profond esprit de synthèse, a mis au point la méthode que nous exposons.

Sa découverte, qui va permettre de mieux connaître la pulsatilité cérébrale normale ou pathologique constitue un apport important aux techniques échoencéphalographiques classiques.

Qu'il trouve ici l'expression de toute notre amitié.

-=oO§Oo=-

Au DOCTEUR Jean Marc LEPETIT

ATTACHE D'ELECTROENCEPHALOGRAPHIE à l'HOPITAL DE LIMOGES,

qui depuis de nombreuses années s'est donné pour tâche, avec rigueur et patience, à partir de sa découverte, de préciser cette méthode dans ses développements futurs et d'ouvrir une voie nouvelle au diagnostic de la mort cérébrale, mais aussi de préciser l'importance de cette technique dans le diagnostic des diverses affections encéphaliques.

Nous lui exprimons ici toute notre reconnaissance pour l'aide qu'il nous a apportée et l'assurons de nos sentiments amicaux et respectueux.

-=oO§Oo=-

PLAN DE L'ETUDE

-=oO§Oo=-

PREAMBULE

INTRODUCTION

PREMIERE PARTIE : NOTIONS FONDAMENTALES SUR LES ULTRASONS

- BASES PHYSIQUES
- LES DIFFERENTES TECHNIQUES D'EXPLORATIONS PAR ULTRASONS

DEUXIEME PARTIE : LES TECHNIQUES CLASSIQUES D'ECHOENCEPHALOGRAPHIE PULSATILE

- L'ECHOENCEPHALOGRAPHIE PULSATILE MANUELLE
- LA METHODE DE LA FENETRE ELECTRONIQUE

TROISIEME PARTIE : LE CAPTAGE CENTIMETRIQUE

- TECHNIQUE
- RESULTATS ET PERSPECTIVES DE LA METHODE

QUATRIEME PARTIE : CONCLUSIONS

BIBLIOGRAPHIE

PREAMBULE

-=oO§Oo=-

Utilisés comme moyen diagnostique et parfois thérapeutique dans de nombreux domaines de la pathologie, en particulier en cardiologie, ophtalmologie, et en neurologie, les ultra-sons ont vu, au cours des vingt dernières années, s'étendre sans cesse leur champ d'application tandis que leur usage, d'abord empirique, se codifiait et devenait plus sûr.

En échoencéphalographie, trois branches complémentaires d'analyse des échos cérébraux se sont développées : les échoencéphalographies A et B dont nous rappelerons brièvement les caractéristiques, et l'écho encéphalographie pulsatile, pratiquée jusqu'à présent de deux façons bien connues, soit manuellement, soit par la méthode de la"fenêtre électronique ". Depuis un an une troisième méthode, dite du " captage centimétrique ", a été mise au point par S. CHANCHOLE, elle autorise à penser que l'échographie pulsatile vasubir rapidement un développement important. Avant de rapporter les principes et les premiers résultats de cette méthode, il nous faut la situer sur le plan historique et technique : nous essaierons ensuite de montrer en quoi ce progrès technologique peut contribuer à complèter les connaissances déjà acquises, sur la pulsatilité cérébrale.

INTRODUCTION

-o§o-

A) HISTORIQUE DE L'ULTRASONOGRAPHIE

B) LES DIFFERENTES METHODES D'ECHOENCEPHALOGRAPHIE

1) L'échographie A
2) L'échographie B
3) L'échographie pulsatile
4) L'utilisation de l'effet Doppler

INTRODUCTION

-o§o-

A) HISTORIQUE DE L'ULTRASONOGRAPHIE

Après que SOKOLOV (48) en I929, ait le premier proposé d'utiliser les ultrasons en transmission directe pour déterminer les contours des ventricules cérébraux, les Frères DUSSIK (4) procèdèrent en I942 aux premières expériences à travers la boite cranienne. Ces travaux furent repris et étendus à d'autres organes par JACOBS (Northwestern University) et SMYTH (Londres).

Depuis ces premières applications, la technique dite directe a fait la preuve de son extraordinaire sensibilité à de petits changements du matériel biologique étudié, tels que ceux produits par la circulation du sang, les fluctuations de température, ou d'autres facteurs qui modifient les propriétés acoustiques du tissu sur lequel est dirigé le faisceau ultra-sonore. Mais, de même que l'holographie ultrasonique, cette technique n'est employée qu'à titre accessoire.

Pratiquement toutes les techniques de diagnostic utilisent le phénomène d'écho, c'est à dire de réflexion d'une pulsation dont le temps de transit peut être mesuré. Développées durant la deuxième guerre mondiale, les techniques de réflexion ultra-sonore furent utilisées p our la première fois en I950 par FRENCH, WILD et NEAL (7) pour le diagnostic d'une tumeur intracranienne profonde. En I954, HOWRY (I6) réalisa les premières tomographies de tissus mous.HERTZ

et EDLER (Lund) mirent au point l'échocardiographie, cependant que LEKSELL (27) à Lund en I955, étudiant les échographies cérébrales, découvrait l'écho médian et jetait les bases de l'échoencéphalographie.

Depuis cette date, les ap plications de l'ultrasonographie se sont multipliées dans de nombreux domaines, en particulier en ophtalmologie après les travaux de MUNDT et HUGUES en I956 et en gynécologie après ceux de DONALD (Glasgow) en I958.

Pour ce qui concerne l'étude de la masse cérébrale, les différentes techniques d'échoencéphalographie se sont développées de façon complémentaire.

B) LES DIFFERENTES METHODES D'ECHOENCEPHALOGRAPHIE

I) L'échographie en modulation d'amplitude ou échographie A a été appliquée :

- au diagnostic des tumeurs cérébrales par analyse de l'écho direct ou de la déviation de l'écho médian.
- au diagnostic différentiel entre les hématomes intracraniens aigus ou chroniques ainsi qu'aux hémorragies intracraniennes.
- au diagnostic de l'hydrocéphalie de l'enfant
- plus récemment, à l'étude des affections vertébrales grâce à l'échomyélographie.

2) L'échographie en modulation d'intensité ou échographie B, ainsi que l'échographie en balayage composé, permettant d'établir des tomographies ultrasonores ont été utilisées dans le domaine :

- des tumeurs cérébrales

- de l'hydrocéphalie infantile
- de la chirurgie stéréotaxique

3) L'échographie pulsatile permet actuellement le développement de nombreux travaux portant sur :

- la circulation cérébrale
- la perméabilité carotidienne
- la mort cérébrale
- la pression intracranienne.

4) L'utilisation de l'effet Dopler présente un intérêt certain pour l'étude des troubles circulatoires artériels et veineux et a permis la mise au point de débimètres sanguins.

PREMIERE PARTIE

-=oO§Oo=-

NOTIONS FONDAMENTALES SUR LES ULTRASONS

-=oO§Oo=-

I.- BASES PHYSIQUES

1) Définition, nature et propriétés des ultrasons

2) Notions de pression, d'énergie et d'intensité acoustique

3) Propagation et absorption des ultrasons

4) Production des ultrasons

II.- LES DIFFERENTES TECHNIQUES D'EXPLORATION PAR ULTRASONS

A) METHODES STATIQUES

1) L'échographie unidimensionnelle ou échographie A

a) Technique

b) Résultats

2) L'échographie bidimensionnelle

a) Technique

b) Résultats

B) METHODES DYNAMIQUES

1) L'effet Doppler

2) Le Time-Motion

3) L'échographie pulsatile

PREMIERE PARTIE

NOTIONS FONDAMENTALES SUR LES ULTRASONS

-=oO§Oo=-

I.- BASES PHYSIQUES

I) Définition, nature et propriétés des ultra-sons

Les ultra-sons sont des vibrations périodiques sinusoidales de milieux matériels dont la fréquence dépasse la limite supérieure des fréquences audibles par l'homme, quelle que soit la puissance de la source, c'est à dire dont la fréquence est supérieure à 20.000 Cycles/s (Hz). Pratiquement, les fréquences utilisées en diagnostic et thérapeutique chirurgicale vont de 0,5 à I5 Mégacycles /s (M.Hz).

La célérité du son (distance sur laquelle l'ébranlement s'est fait sentir pendant une seconde dans un milieu donné) est liée aux propriétés mécaniques du milieu suivant la formule

$$V = \sqrt{\frac{E}{\rho}}$$

E = coefficient d'élasticité ou raideur du milieu

ρ = sa masse spécifique ou densité

de plus, V varie aussi avec la température

Par exemple, dans l'eau : à 8°C V = I430 m/s

à I5°C V = I505 m/s

Au cours du passage d'un milieu à un autre, la longueur d'onde change car la vitesse change. Seule, la fréquence reste inchangée.

2) Notions de pression, d'énergie et d'intensité acoustique.

Les oscillations des particules crèent des variations de pression qui représentent la pression acoustique, mais qui sont très faibles devant la pression du milieu, de l'ordre de quelques millièmes de b arye (barye = unité C.G.S. de pression = Idyne/cm2).
C'est seulement pour des ultra-sons émis à grande puissance que la pression acoustique peut atteindre des valeurs élevées et entraîner dans les milieux liquides et les suspensions des phénomènes de

cavitation (production de bulles gazeuses).
La propagation de l'onde sonore représente la propagation d'énergie acoustique: la quantité d'énergie acoustique traversant l'unité de surface par seconde définit la puissance acoustique W selon la formule

$$W = v\,P$$

avec $$P = v\,\rho\,V$$

où P est la pression acoustique.

v la vitesse des particules qui oscillent.

Enfin, la produit $\rho\,V$ représente l'impédance caractéristique ou résistance acoustique.

La puissance acoustique variant de façon considérable par puissances de IO, on utilise une unité logarithmique, le bel défini comme le logarithme décimal du rapport de la puissance de l'onde à la puissance Wo correspondant au seul d'audibilité du son de fréquence I000 Hz chez l'homme

$$W_o = IO^{-I6} \text{ watts/cm2}$$

3) Propagation et absorption des ultra-sons

La petitesse de la longueur d'onde des ultra-sons rend la diffraction négligeable dans les milieux biologiques.

L'atténuation des ultra-sons croît de façon exponentielle en fonction de l'épaisseur du milieu traversé au cas où celui-ci est homogène. Dans les tissus vivants inhomogènes, cette formule exponentielle ne s'applique plus. On peut néanmoins mesurer pour divers milieux la couche de demi-absorption, c'est à dire l'épaisseur de tissu qui diminue de moitié la puissance d'un faisceau de fréquence donnée. Elle est par exemple de 35cm pour le sang et de moins de 2 mm pour l'os p our une fréquence de I M.Hz.

Un son arrivant perpendiculairement sur l'interface séparant deux milieux I et 2 d'impédances acoustiques différentes est réfléchi en partie. L'indice de réflexion R est donné par la formule :

$$R = \left(\frac{\rho_I V_I - \rho_2 V_2}{\rho_I V_I + \rho_2 V_2}\right)^2$$

Les émetteurs usuels sont en forme de cylindre aplati : le faisceau émis ne reste cylindrique que sur une distance limitée dite " zone proximale ", proportionnelle au carré du diamètre de l'émetteur et à la fréquence de l'onde. Au-delà, le faisceau diverge.

4) Production des ultra-sons.

Les faces d'une lame de quartz convenablement taillée par rapport aux axes du cristal, soumises à une succession de pressions et de tractions exercées alternativement se chargent comme des armatures de condensateurs, les signes changeant quand la pression devient traction et réciproquement. Il en résulte une différence de potentiel alternative qui peut être enregistrée si les faces de la lame de quartz sont reliées à des conducteurs : c'est l'effet piezo-électrique, qui a la particularité d'être reversible. En effet, une différence de potentiel alternative appliquée par l'intermédiaire de plaques conductrices aux faces du quartz taillé déclenche dans celui-ci une suite de contractions et de dilatations qui font du cristal un émetteur d'ultra-sons, si la fréquence imposée correspond à la fréquence naturelle de vibration du quartz.

Un même cristal peut ainsi être alternativement émetteur et récepteur.

En général, le quartz est remplacé dans les sondes médicales par d'autres matériaux possèdant des propriétés piézo-électriques, mais auxquels on peut donner des formes variées, tels le titanate de

baryum, le titanate-zirconate de plomb ou le sulfate de lithium.

La puissance émise pour les emplois diagnostiques ne dépasse pas quelques milliwatts par cm , soit 500 à I.000 fois moins qu'en thérapeutique.

II.- LES DIFFERENTES TECHNIQUES D'EXPLORATION PAR ULTRA-SONS

A) METHODES STATIQUES.

I) L'echographie unidimensionnelle ou echographie A.

a) Technique.

Un générateur d'ondes électriques haute fréquence, émises par intervalles de temps de courte durée (quelques micro-secondes), est relié au cristal qui se comporte alors en émetteur. Entre ces trains d'ondes, (se répétant à une fréquence règlée par un générateur spécial), le cristal n'émet pas, il peut agir comme récepteur; il est relié à un amplificateur de gain élevé car les échos engendrent sur les faces du cristal de très faibles impulsions de tension qui, après amplification et filtrage sont appliquées aux plaques Y d'un oscilloscope. Elles apparaissent ainsi sur l'écran sous forme de déflexions verticales. La base de temps est appliquée aux plaques horizontales. Le début du balayage est synchronisé, grâce à un dispositif spécial, avec l'émission d'un écho par le cristal. La connaissance de la célérité du son dans le milieu parcouru et de la vitesse de balayage horizontal de l'écran permet de calculer la distance sonde-obstacle, puisque l'abscisse d'un écho sur l'axe de base sera proportionnelle au temps mis par le signal pour parcourir la distance sonde-obstacle et retour. Un calibrage de la graduation permet de lire les distances directement sur l'écran.

En échographie A, la sonde n'est pas déplacée au cours de l'examen.

L'interposition d'huile d'olive, de paraffine, etc., éliminant la présence de bulles d'air assure un meilleur fonctionnement du dispositif. De même, les cheveux doivent-ils être écartés sur le crâne et la sonde posée aux endroits où l'os est le plus mince.

La valeur de l'échographie A utilisée isolément est restreinte par le fait que l'amplitude de la réflexion ultra-sonore visualisée par la hauteur de l'écho varie très vite avec l'angle d'incidence du faisceau sur l'obstacle et avec la forme de celui-ci. Par contre, la position du pied de l'écho est repérée à 0,5 mm près.

b) Résultats

En général, on obtient par l'échoencéphalographie A :

- un complexe initial large, multipointe, correspondant à la paroi située sous la sonde.
- un complexe médian à trois pointes : la pointe centrale est de grande intensité ; les deux pointes latérales sont de plus faible amplitude et battent de façon alterne.
- un écho final controlatéral.
- des échos intermédiaires variables, correspondant aux différentes structures réfléchissantes (parois des ventricules latéraux en particulier).

2) L'échographie bidimensionnelle.

a) Technique.

De façon à accroitre brusquement l'intensité du faisceau d'électrons, le signal recueilli par la sonde n'est plus appliqué aux plaques Y de l'oscillope mais au " Wehnelt ".

Un règlage judicieux de l'intensité du faisceau cathodique fait apparaître ce signal comme un point lumineux, le reste de la trace

demeurant invisible. Chaque écho sur le trajet du faisceau d'ultra-sons se traduit donc sur la ligne de base par un point distinct; c'est le principe de la modulation d'intensité.

Un déplacement de la ligne de base coordonné avec un déplacement de la sonde fait apparaître pour une même structure réfléchissante perpendiculaire au faisceau ultra-sonore, une suite de points qui représente la coupe de la structure par le plan balayé. Au total, l'image obtenue sur l'écran est celle d'une coupe anatomique dans ce plan. Différents modes de scanning sont utilisés en échographie bidimensionnelle. On distingue :

- le déplacement linéaire.

  La sonde se déplace sur une droite horizontale, le milieu intermédiaire entre le corps et la sonde étant constitué par de l'eau contenue dans une poche plastique.

- le balayage composé :

  Dans ce cas, la sonde se déplace circulairement autour de l'objet, ou tourne sur elle-même plus ou moins complètement. Il est possible d'associer ces déplacements circulaires à des déplacements linéaires. Enfin, la sonde peut être déplacée à la main le long d'une ligne choisie à la surface du corps.

b) Résultats.

Malgré les problèmes posés en échoencéphalographie bidimensionnelle par les échos renvoyés par la boite cranienne, les différentes structures cérébrales apparaissent sur les ultra-sonotomographies : la faux du cerveau, les ventricules latéraux, le troisième ventricule, l'insula, les espaces subarachnoïdiens sont plus ou moins nettement

visualisés selon l'angle du faisceau. Certains processus pathologiques peuvent ainsi être diagnostiqués : les travaux ont surtout porté sur les tumeurs cérébrales (5), l'hydrocéphalie infantile (52) et l'anatomie intracranienne (I2).

B) METHODES DYNAMIQUES.

I) L'effet Doppler

Lorsque la distance source-récepteur varie, on sait que le signal augmente de fréquence quand la distance diminue et inversement. Ce changement de fréquence est proportionnel à la fréquence du son et dépend des vitesses respectives de la source et du récepteur suivant la formule :

$$\Delta F = 2 F \frac{V}{V_o} \cos \vartheta$$

F = fréquence du signal initial

V = vitesse de l'objet réfléchissant

V_o = vitesse du son dans le milieu considéré

ϑ = angle entre la direction du faisceau incident et celle de la vitesse de l'objet.

Cette propriété est utilisée essentiellement pour calculer les variations de débit dans un vaisseau de diamètre constant. Les globules rouges représentent alors l'objet mobile réfléchissant dont la vitesse est à mesurer. L'utilisation de l'effet Dopler est donc très intéressante pour l'étude des troubles circulatoires artériels ou veineux et en obstétrique pour la détection précoce des battements cardiaques du foetus.

2) Le Time-Motion

C'est une technique permettant d'enregistrer des mouvements, par un balayage de la ligne de base suivant l'axe des Y assorti d'un enregistrement, sur oscilloscope à mémoire par exemple. Il n'y a pas de découpage en fonction des profondeurs des pulsations examinées. Le Time-Motion est très utilisé en cardiologie.

3) L'échographie pulsatile

Dès les premiers travaux portant sur l'échoencéphalographie A (27) il est apparu que les échos renvoyés par les structures intra-crâniennes présentaient un caractère pulsatoire. Ceci était vrai pour l'écho médian dont deux pointes battent de façon alterne, mais aussi pour tous les échos que l'on pouvait rapporter au système ventriculaire ou artériel, carotidien ou vertébral.

FREUND, KAPP et KENDELL , (IO,II) ont montré expérimentalement que les échos pulsatiles sont l'expression de la circulation cérébrale, en mettant au point un procédé permettant l'enregistrement de courbes de pouls artériel. Ils ont ainsi mis en évidence :

- le synchronisme de la pulsatilité et des systoles cardiaques.
- la nécessité que le faisceau d'ultra-sons soit perpendiculaire aux parois artérielles pour obtenir une pulsatilité bien visible.
- l'impédance acoustique relativement élevée des parois artérielles par rapport aux autres tissus, ce qui explique que l'écho soit suffisamment puissant malgré la petitesse des surfaces artérielles.

On a ainsi pu étudier les pulsations des artères vertébrale et carotide dans leurs segments intra-crâniens (43) même en cas d'oc-

clusion artérielle rendant inutilisables les méthodes sphygmomanométriques usuelles (9,II).

La détermination de la pression intra-crânienne grâce à un montage électronique utilisant un filtre bloquant tout signal autre que l'écho étudié alors que ce dernier est amplifié, décrite par JEPPSON (20) a depuis été critiquée (I8,50).

Depuis I968, à la suite des travaux de LEPETIT, DANY, PEFFERKORN, et GAY, (28, 30, 3I, 32), l'échographie pulsatile a été appliquée à l'étud e de la circulation cérébrale des sujets en état de coma dépassé : il semble acquis que l'arrêt de la pulsatilité signe la mort cérébrale (I4, 34, 40, 47). Elle est parfois conservée alors que l'électroencéphalogramme est plat et que des troubles végétatifs sévères sont apparus. Dans ces cas, la persistance de l'irrigation cérébrale autorise à poursuivre une thérapeutique dont on ait qu'elle peut parvenir au parenchyme cérébral (5I).

Nous allons définir de façon plus précise les différentes méthodes ayant cours en échoencéphalographie pulsatile, c'est à dire :

- la méthode manuelle
- la méthode de la fenêtre électronique
- le captage centimétrique.

Nous exposerons plus particulièrement cette dernière, avec ce qu'elle comporte comme possibilités nouvelles, dans les différents domaines de la pathologie cérébrale.

DEUXIEME PARTIE

-=oO§Oo=-

LES TECHNIQUES CLASSIQUES D'ECHOENCEPHALOGRAPHIE PULSATILE

-=oO§Oo=-

I.- L'ECHOENCEPHALOGRAPHIE PULSATILE MANUELLE

A) TECHNIQUE

I) Principe

2) L'appareillage

B) RESULTATS

I) Nature générale des échos pulsatiles

2) Influence des divers paramètres sur les échos pulsatiles

a) L'inhomogénéité du champ ultrasonore

b) La pénétration du faisceau

c) La nature des tissus traversés

d) L'angle d'incidence du faisceau

3) Cause des échos indésirables

a) l'irrigation externe musculaire

b) le crâne

c) Mauvaise fixation de la sonde

d) La réflexion multiple du faisceau ultrasonore

e) Mauvaise position de sonde

4) Utilisation diagnostique : les comas dépassés

II.- LA METHODE DE LA FENETRE ELECTRONIQUE

A) TECHNIQUE

I) Principe

2) L'appareillage

B) RESULTATS

I) Etude de la pression intracranienne

2) Etude des échos obtenus avec différentes positions de sonde

3) Etude des malformations et des troubles circulatoires intracranniens

4) Etude des comas stade IV

5) Conclusion

DEUXIEME PARTIE

LES TECHNIQUES CLASSIQUES D'ECHOENCEPHALOGRAPHIE PULSATILE

-=oO§Oo=-

I.- L'ECHOENCEPHALOGRAPHIE PULSATILE MANUELLE

C'est historiquement, la première méthode d'échoencéphalographie pulsatile.

A) TECHNIQUE

(I) Principe

Il s'agit, en fait, de pratiquer une échoencéphalographie A en observant d'abord la pulsatilité des échos recueillis et parmi eux, des échos hémisphériques.

La sonde est tenue à la main ou fixée sur le crâne au moyen de courroies ou d'un casque. Elle peut être déplacée pour explorer différentes directions, et, une fois mise en place, règlée de façon à obtenir des échos bien visibles.

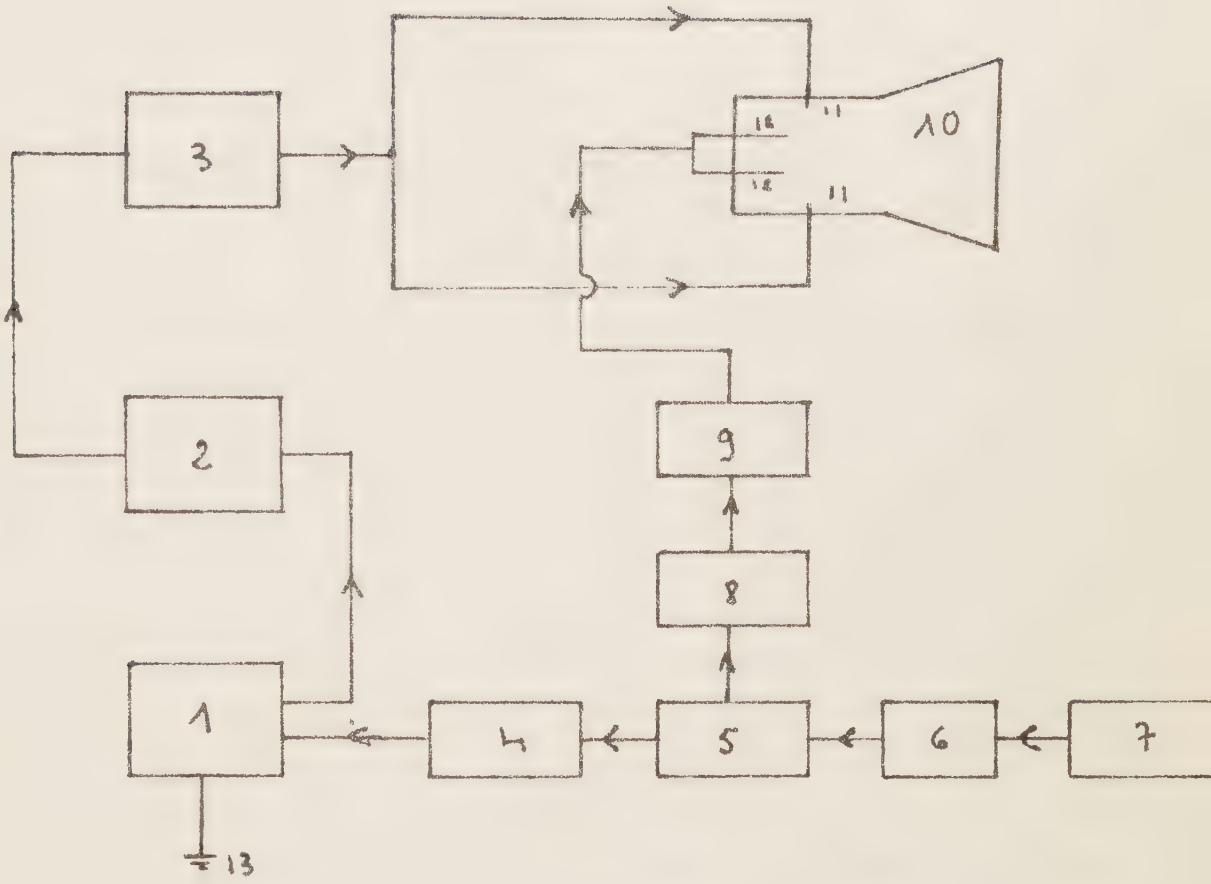
Il est évident, que dans ces conditions, la sélection d'une zone intracranienne donnée, c'est à dire l'étude d'un écho isolé, est impossible.

2) L'appareillage

C'est celui de l'échoencéphalographie A. Il comporte un générateur d'ondes électriques haute-fréquence émises par impulsions de brève durée (quelques micro secondes) dont un transmetteur spécial règle la fréquence de répétition.

Un synchroniseur relié au transmetteur d'impulsions et aux plaques X d'un oscilloscope permet de faire démarrer le balayage au moment où le cristal émet. Ce dernier est relié par un amplificateur et un filtre aux plaques Y de l'oscilloscope. Les échos recueillis par la sonde sont ainsi visualisés sur l'écran. (Schéma I).

SCHEMA I



I) - Sonde
2) - Amplificateur
3) - Filtre
4) - Puissance
5) - Transmetteur d'impulsions
6) - Réglage des impulsions
7) - Générateur d'ondes électriques haute fréquence
8) - Dispositif synchroniseur
9) - Balayage horizontal
IO) - Oscilloscope cathodique
II) - Plaques Y
I2) - Plaques X
I3) - Terre

B) RESULTATS

(I) Nature générale des échos pulsatiles

La pulsatilité des échos de certaines structures intra-craniennes est traduite par leur variation d'amplitude ainsi que nous l'avons vue, elle coïncide avec les systoles cardiaques.

" Les échos pulstatiles hémisphériques intra-crâniens sont recueillis lors que la sonde est placée en position sus-auriculaire conventionnelle, mais peuvent être perçus, la sonde étant placée un peu plus en avant et un peu plus bas, en position prétragienne, ou posée sur la région mastoïdienne haute avec une certaine obliquité vers l'avant. Il semble bien alors que les échos pulsatoires recueillis dans ces diverses conditions puissent provenir naturellement des diverses interfaces hémisphériques, et, selon le lieu du sondage, des ventricules latéraux et aussi peut-être de l'émergence de la carotide interne au sortir du sinus caverneux. C'est bien dans ces axes là que sont projetées, en tout cas, les ondes ultra-sonores.

On connaît bien, lorsque l'on recherche l'écho médian, les deux encoches pulsatiles recueillies sur les deux branches du complexe, pulsations d'aspect asynchrone, ou plutôt alterne. Certains auteurs, tels de VLIEGER et RIDDER pensent - pour exp liquer cette asynchronie - qu'au cours de la p oussée systolique, l'une des deux interfaces réfléchissantes devient concave, l'autre subissant une déformation en sens inverse. Ces échos proviennent du système vertébro-basilaire " (34).

Les échos hémisphériques sont dépressibles au cours de la compression carotidienne. FREUND, après de pultiples corrélations écho-angiographiques, a montré que la partie basse du syphon carotidien donne un écho pulsatile d'une certaine spécificité. La sonde doit être située " sur une ligne tracée de la racine du nez au conduit

auditif externe, à deux centimètres et demi en avant de celui-ci ". La compression carotidienne unilatérale efface cet écho.

Enfin, on enregistre généralement la pulsatilité :

- sur les échos paramédians (5 à 7 mm en avant de l'écho méd ian)
- sur les premiers échos latéraux (entre II à I6 mm, correspondant probablement aux pédoncules cérébraux et aux faces internes des lobes temporaux).
- sur un second et constant groupe latéral, probablement produit au niveau de la scissure de Sylvius.
- au niveau de la convexité.

2) Influence de divers paramètres sur les échos pulsatiles.

En supposant idéale la position de la sonde, de multiples facteurs peuvent venir perturber les résultats :

a) L'inhomogénéite du champ ultrasonore tient à sa nature même. Dans le plan, une construction de HUYGENS permet de représenter les variations d'intensité au sein du faisceau. Dans l'espace, le problème est plus complexe. L'intensité du faisceau ultrasonore le long de son axe croît à partir de la source jusqu'à une distance donnée parla formule :

$$d = \frac{r^2}{\lambda}$$

étant la longueur d'onde, r le rayon de la source, et avec r^2 très supérieur à λ^2. Cette zone comprise entre la source et le lieu de l'intensité est maximale, est appelée zone proximale, ou zone de FRESNEL. Dans cette partie de son trajet, le faisceau conserve une forme approximativement cylindrique;

au-delà, il diverge d'un angle $\pm \theta$ donné par

$$\sin \theta = 0{,}6I \frac{\lambda}{r}$$

La divergence du faisceau est d'autant plus génante que d est petit. On peut calculer que si r = I cm, et F = I,5MHz, d = IO cm. Un crâne moyen faisant une quinzaine de centimètres de diamètre, il faudrait dans ce cas, pour réduire la divergence, soit modifier la sonde, soit changer de fréquence, ce qui présente des difficultés, soit focaliser le faisceau par un quelconque artifice technique, lentille ou miroir (55).

b) La pénétration d'un faisceau d'ultra-sons dans un milieu donné est une fonction inverse de la fréquence. Ceci explique que la focalisation du faisceau ne puisse s'effectuer par une augmentation de fréquence. En échoencéphalographie pulsatile, il faut travailler entre I et 2,5 MHz.

c) La nature des tissus traversés est évidemment d'une importance primordiale. Des recherches très précises (56), menées tant sur des sujets vivants que sur des cadavres, ont montré que la paroi située contre la sonde est cause d'une grande irrégularité dans la transmission des ultra-sons, et que les structures cérébrales recevaient un faisceau inhomogène; dans le plan médian, il semble que l'intensité maximale n'est pas à rechercher au niveau de l'axe de ce faisceau mais autour de celui-ci, à un ou deux centimètres en moyenne. Le crâne représente donc, de par son épaisseur, un obstacle majeur à la pénétration des ultra-sons. L'os a, parailleurs, un effet piézoélectrique lorsqu'il est excité par le faisceau ultrasonore, phénomène qui perturbe la propagation de l'onde. L'élasticité du milieu traversé intervient, ainsi que nous l'avons vu, dans le calcul de la célérité de l'onde. C'est

pourquoi cette dernière est différente dans le tissu vivant de ce qu'elle est dans le tissu mort.

d) L'angle d'incidence du faisceau sur l'interface réfléchissant doit être aussi proche que possible de 90 ° (II). FREUND, KAPP & KENDELL ont démontré que cette condition est fondamentale. Ceci explique qu'un vaisseau de faible diamètre, très mobile peut donner une trace pulsatile aussi importante qu'un vaisseau plus gros, mais provoquant une plus faible variation d'incidence du faisceau (3).

3) Causes des échos indésirables.

Elles sont très nombreuses, mais il faut surtout mentionner :

a) L'irrigation externe musculaire

Elle provoque un écho initial important, dont on se débarrasse en appliquant la sonde sur le scalp avec une pression suffisante.

b) L'interposition du crâne entre la sonde et l'encéphale. Nous venons de voir ci-dessus que la paroi proche de la sonde provoquait une répartition irrégulière de l'intensité du champ ultrasonore. Par ailleurs, la paroi osseuse est à l'origine d'un écho initial et d'un écho final de grande amplitude.

c) Les artefacts dus à une mauvaise solidarisation de la sonde et du crâne peuvent être éliminés grâce à l'emploi d'un dispositif du type écarteur à crémaillère allégé avec appui tripode q qui maintient la sonde en place avec une pression suffisante.

d) la réflexion multiple du faisceau ultrasonore.

L'écho issu de la réflexion des ultra-sons sur un interface n'est pas complètement absorbé par la sonde. Une assez grande proportion de son énergie est donc réfléchie, et se comporte comme un second signal d'une amplitude moindre que le premier, et séparé de celui-ci par un intervalle de temps égal au temps mis par l'écho pour revenir à la sonde. Un second écho est donc enregistré dont la position correspond au double de la distance sonde-interface. Une autre réverbération peut parfois être enregistrée avant que le signal ne devienne trop faible pour être détecté. Ces artefacts peuvent en général être facilement reconnus, à cause de la régularité de leur disposition sur l'écran (55).

e) Mauvaise position de sonde.

Il faut surtout éviter le polygone de WILLIS, qui représente une source très importante d'échos pulsatiles de diverses origines : vertébro-basilaires, carotidiens, mais aussi mélangés par les communicantes qui peuvent continuer à pulser même en cas d'arrêt carotidien. Il suffit pour celà de respecter les positions de sonde classiques.

4) Utilisation diagnostique

Alors qu'elle permettait quelques progrès dans le domaine de la circulation carotidienne (II,25) l'échoencéphalographie pulsatile manuelle s'avérait décevante dans la recherche de modifications caractéristiques de la pulsatilité en cas de malformations ou de troubles circulatoires cérébraux (43).

C'est à partir de 1968, à la suite des travaux de LEPETIT et Coll., qu'on a étudié la pulsatilité cérébrale des sujets en état de coma dépassé.

Décrits dès 1959 par MOLLARET et GOULON (37), les comas stade IV sont définis comme un " état de vie très particulier de sujets comateux dont le système nerveux de la vie de relation et autonome est détruit fonctionnellement et anatomiquement ... et dont la survie, maintenue par la respiration artificielle et les analeptiques majeurs, se situe au-delà du coma tel du moins qu'on l'entend cliniquement ... et cesse automatiquement dès que le contrôle respiratoire ou circulatoire est arrêté ". Ce sont des états " dans lesquels se surajoute, à l'abolition totale des fonctions de la vie de relation, non seulement des perturbations, mais une abolition également totale des fonctions de la vie végétative ".

Le tableau complet associe : " Perte de la vie de relation et aréflexie, témoin de l'inacivité globale du système nerveux central, mydriase maximale avec immobilité des globes oculaires, témoin de de l'inactivité du mésencéphale perte de la respiration spontanée, collapsus cardio-vasculaire et hypothermie, témoins de l'inactivité du diencéphale et du tronc cérébral E.E.G. linéaire, témoin de l'inactivité électrique du cortex de la convexité des hémisphères, soit au total, perte irréversible des fonctions nerveuses, ou mort de l'encéphale ".

C'est donc à partir de deux critères : clinique et électro-encéphalographique, que peut être établi le diagnostic de coma dépassé. En fait, au moins deux E.E.G. en 24 heures sont nécessaires pour affirmer la mort cérébrale. Néanmoins cette règle posequelques problèmes particuliers (5I) :

- dans 59 cas de coma dépassé, LEVY-ALCOVER et BABINET ont trouvé 9 cas de persistance d'un rythme cérébral très peu volté, jusqu'à I30 heures après l'installation du tableau clinique.
- en cas de coma toxique, il existe devéritables sidérations de l'électrogènèse, se traduisant par des silences électriques

au-delà de 20 heures après l'absorption de drogues. Aussi peut-on poser comme règle que " la réanimation doit faire abstraction du tracé nul, même prolongé ", (ARFEL).

LEPETIT et Coll. (28,3I) ont étudié la pulsatilité des échos hémisphériques dans plus de deux cents cas de mort électro-clinique pour infirmer ou confirmer la mort cérébrale par visualisation oscilloscopique indirecte de la circulation encéphalique. Que le coma soit d'origine vasculaire, tumorale, traumatique ou toxique, ils ont conclu que :

- la persistance des échos pulsatiles prouve qu'il existe une circulation encéphalique.
- leur disparition signe le blocage de cette dernière.
- l'abolition de la pulsatilité des échos est définitive, une fois leur disparition constatée.

Eux-mêmes et de nombreux auteurs (I4, 34, 40, 47) considèrent donc maintenant l'échoencéphalographie pulsatile comme un des éléments fondamentaux du diagnostic de mort cérébrale: " la disparition de ces échos pulsatiles paraît donc bien logiquement en liaison directe avec l'arrêt circulatoire carotidien, et ces trois paramètres : coma IV - tracé nul - échos hémisphériques immobiles - paraissent suffisants pour signer l'irréversibilité de l'état. L'adjonction de ce dernier critère aux deux précédents nous paraît être une preuve supplémentaire logique, et valorise en quelque sorte le tracé E.E.G nul ".

Mais la validité des résultats dépend d'une condition fondamentale: la nécessité absolue de capter uniquement les échos hémisphériques; En effet, on peut constater la persistance pendant un certain temps d'une pulsatilité du système vertébro-basilaire, alors même que les échos pulsatiles hémisphériques sont abolis depuis un temps variable.

La persistance de la pulsatilité des échos hémisphériques au cours d'un coma stade IV apparent, par exemple d'origine toxique, laisse, toutes proportions gardées, quelque espoir. Leur disparition au cours d'un coma stade III avec tracé E.E.G. encore relativement " riche " mais aréactif est de très mauvais pronostic, leur réapparition n'étant jamais observée.

II - LA METHODE DE LA FENETRE ELECTRONIQUE

A) TECHNIQUE

I) Principe

La méthode manuelle, malgré tous les progrès réalisés concernant son utilisation pratique et singùlièrement, malgré une meilleure connaissance des positions de sonde et leur codification permettant d'obtenir des échos facilement identifiables et le plus nets possible, présente certaines limitations tenant à la conception même de l'appareillage, et qu'aucun protocole d'expérimentation ne permet de reculer. L'un des principaux inconvénients de cette méthode tient à l'impossibilité d'isoler une zone donnée pour s'intéresser à un pulsatile particulier dont on voudrait mieux connaître la morphologie et l'amplitude.

La méthode de la fenêtre autorise la sélection d'une zone de dimension variable au grè de l'opérateur. Elle représentait jusqu'à maintenant la méthode la plus fine en échoencéphalographie pulsatile.

2) L'appareillage (schéma II)

Avant de décrire le mode de fonctionnement de l'appareil lui-même, il convient de définir deux de ses composants essentiels :

- la porte analogique
- le monostable

- la porte analogique est l'équivalent en semi-conducteur d'un interrupteur mécanique. La résistance qu'elle présente au passage du courant change suivant qu'elle est ouverte ou fermée :

  faible résistance = " on "
  forte résistance = " off "

une électrode de commande, appelée " gate " joue le rôle du levier de l'interrupteur.

- le monostable est un dispositif qui délivre un créneau de tension pendant un temps déterminé lorsqu'il a été excité par une impulsion.

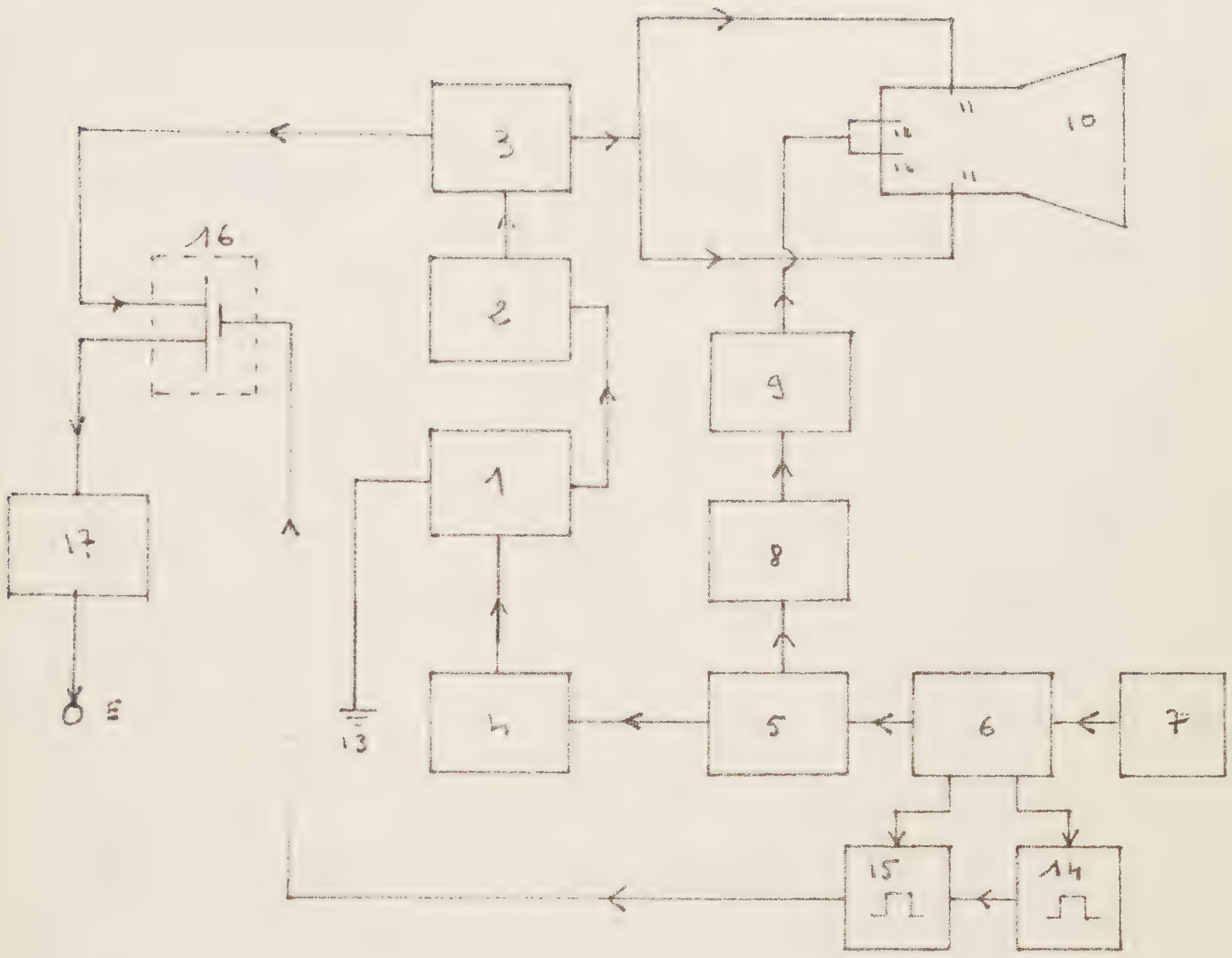
Le fonctionnement de l'appareil repose sur l'usage de la porte analogique : fermée au départ du signal, elle sera ouverte, pour une durée déterminée, au moment où le signal atteint la zone à étudier. Le retard par rapport au pic de départ détermine la position de la fenêtre et la durée de l'ouverture correspond à la dimension de la zone choisie.

La porte est en général constituée d'un transistor M.O.S. dont la gâchette est pilotée par un monostable fixant la largeur de la fenêtre et lui-même commandé par un autre monostable dont on choisit la durée du créneau, ce qui détermine la position de la fenêtre.

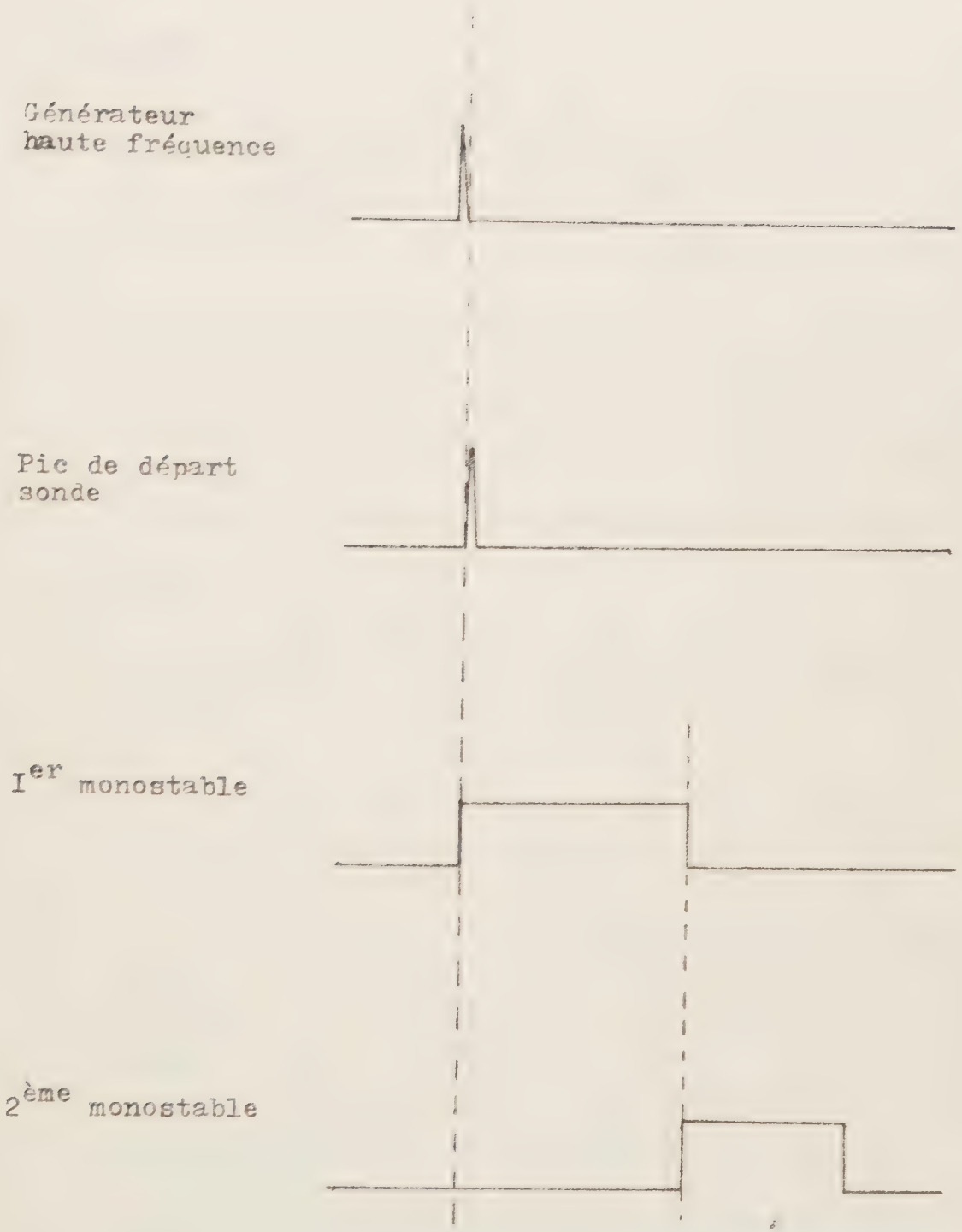
Quand la porte est ouverte, le signal est envoyé sur un système de filtrage qui ne laisse passer que des signaux dont la fréquence est supérieure à quelques fractions de Hz et inférieure à quelques Hz, la largeur de cette bande étant réglable et laissée au choix de l'opérateur.

A la sortie du filtre, la courbe " lissée " est envoyée sur un enregistreur graphique qui permet de visualiser l'amplitude en fonction du temps : $A = f(t)$

Au total, on obtient des échos pulsatiles issus d'une zone située à une profondeur choisie dans la masse cérébrale et dont la largeur peut varier, suivant les besoins, de un à plusieurs centimètres. Il est à remarquer qu'avec cette méthode, la comparaison directe de deux zones cérébrales symétriques n'est pas réalisable.



I) - Sonde
2) - Amplificateur
3) - Filtre
4) - Puissance
5) - Transmetteur d'impulsions
6) - Réglage des impulsions
7) - Générateur haute fréquence
8) - Dispositif synchroniseur
9) - Balayage horizontal
I0)- Oscilloscope cathodique
II)- Plaques Y
I2)- Plaques X
I3)- Terre
I4)- Monostable réglant la position de la fenêtre
I5)- Monostable réglant la largeur de la fenêtre
I6)- Porte analogique
I7)- Filtre très basse fréquence
E) - Enregistreur graphique



CHRONOGRAMME DE LA FENETRE ELECTRONIQUE

B) RESULTATS

Par rapport à la méthode manuelle, le progrès réside surtout dans le fait que chaque structure cérébrale peut être étudiée du point de vue de l'échopulsatilité dans de meilleurs conditions puisque seul apparaît sur l'écran l'écho auquel on s'intéresse.

I) la pression intracranienne a fait l'objet de recherches de la part de JEPPSSON (20). Cet auteur a établi que le rapport $\frac{T}{C}$ qui est égal à 0,225 environ chez les sujets normaux, est abaissé de façon significative en cas d'hypertension intracranienne, T représentant le temps mis par le spot décrivant l'écho pour parcourir la partie ascendante du pic, depuis la ligne de base jusqu'au sommet, et C étant le temps écoulé entre le pic R et l'onde T de l'électrocardiogramme enregistré simultanément.

Il est apparu depuis (I8,50) qu'il est en fait très difficile d'arriver à une estimation de la pression intracranienne par cette méthode.

2) L'étude des échos obtenus avec différentes positions de sonde a été poursuivie; LEPETIT, PEFFERKORN, DANY et GAY en ont décrit plusieurs (34) :

" En plus du sondage sus-auriculaire conventionnel explorant tout le diamètre encéphalique, nous avons également pu recueillir des échos pulsatiles, la sonde étant placée sur la région frontale, à trois travers de doigt environ au-dessus des rebords orbitaires. Peut-être ces échos prov iennent-ils de la corne frontale du ventricule latéral, ou sont-ils réfléchis par des structures purement vasculaires.

Particulièrement intéressante également, est l'étude des échos enregistrés, la sonde étant placée sur la région occipitale basse en position latérale ou médiane. Ces pulsations proviennent d'interfaces

ou de structures dépendant directement du système vertébro-basilaire ".

Il est à noter que jusqu'à présent, aucune analyse topographique précise des échos recueillis n'a été effectuée. Le procédé de la fenêtre électronique n'autorise en effet qu'une détection fragmentaire de la trace, et n'est pas assez sensible pour percevoir certaines pulsations.

3) En cas de malformations ou de troubles circulatoires intracrâniens, la recherche de modifications pulsatiles n'a pas été encore concluante. L'impossibilité de pratiquer une sommation des échos d'un côté, et d'établir une comparaison avec la sommation des échos controlatéraux, rend compte d'une grande part des difficultés rencontrées.

4) L'application aux comas stade IV de la méthode de la fenêtre électronique apporte certains progrès, en permettant d'isoler et de filtrer convenablement un écho déterminé, et même de l'enregistrer graphiquement, mais, les dimensions de la zone explorée étant de quelques centimètres au maximum, l'analyse de la pulsatilité reste partielle et ne conduit pas d'emblée à une vue d'ensemble.

5) Conclusion

Le principal avantage de la méthode de la fenêtre électronique, la sélection d'une zone choisie à l'avance dont les caractéristiques - distance par rapport à la sonde et largeur - peuvent varier au gré de l'observateur, s'accompagne d'un inconvénient majeur : la vue que l'on peut avoir de la pulsatilité reste zonale, il est impossible d'en avoir une idée globale par simple examen de la trace oscilloscopique. En effet, on ne peut dépasser une certaine largeur au-delà de laquelle l'intégration, au sens mathématique, résultant de la méthode de filtrage, ne permet pas une visualisation correcte des signaux pulsatiles, en raison d'un intense écrasement. De plus, comme nous l'avons déjà

souligné, la comparaison de la pulsatilité de deux régions encéphaliques homologues n'est pas effectuée directement par cette méthode. Or, cette comparaison est nécessaire à la mise en évidence d'anomalies unilatérales, qu'elles soient hyper, hypo ou a-pulsatiles, telles que l'on peut en rencontrer dans de nombreux domaines de la pathologie cérébrale, allant des malformations et des thromboses vasculaires aux tumeurs (méningiomes, abcès, kystes, etc...), et comprenant entre autres les traumatismes crâniens.

La méthode du captage centimétrique apporte une solution à ces différents problèmes.

TROISIEME PARTIE

-=oOoOo=-

LE CAPTAGE CENTIMETRIQUE

-=oOoOo=-

LE CAPTAGE CENTIMETRIQUE

-=0§0o=-

A) TECHNIQUE

1) PRINCIPE

2) L'APPAREILLAGE

B) RESULTATS

1) LES COMAS DEPASSES

2) Les ETATS CEREBRAUX PATHOLOGIQUES AVEC ANOMALIES VASCULAIRES

3) LA PRESSION INTRACRANIENNE

4) ETUDE DE QUELQUES OBSERVATIONS

C) PERSPECTIVES

Malgré une étude approfondie des différents paramètres intervenant dans le phénomène de réflexion ultrasonore, malgré la cofidication de plus en plus précise des différentes positions de sonde et des conditions de l'examen, l'échoencéphalographie pulsatile classique n'a pas réussi à se constituer en moyen diagnostique de pratique courante excepté en réanimation pour les comas stade IV surtout d'origine toxique, comme nous l'avons déjà mentionné.

Ceci tient à la lourdeur de la méthode qui, jusqu'à présent, ne permettait pas d'explorer la totalité de l'encéphale sans procèder à de nombreux règlages.

Seul, un progrès important dans le traitement du signal ultrasonore recueilli pouvait autoriser une simplification de la pratique de l'examen.

En 1973-74, reprenant la question depuis le début du point de vue électronique, S. CHANCHOLE a mis au point un procédé nouveau, permettant la visualisation de la pulsatilité cérébrale centimètre par centimètre avec possibilité pour l'opérateur de faire la somme de la pulsatilité de plusieurs zones adjacentes et, par là, de procèder à l'étude d'un côté par rapport à l'autre.

C'est cette nouvelle méthode, dite du " captage centimétrique " que nous allons exposer, avant d'en rapporter les premiers résultats obtenus à Limoges (Centre hospitalier) par LEPETIT, et d'esquisser un tableau des possibilités qu'elle ouvre à l'analyse ultrasonore de la pulsatilité de l'encéphale.

A) TECHNIQUE

I) Principe

Une démarche logique conduit à penser à un système permettant la juxtaposition d'un grand nombre de fenêtres électroniques, pour pratiquer une étude d'ensemble du signal provenant de la structure balayée par le faisceau ultrasonore.

Ceci peut être réalisé en mettant au point un système générateur de " créneaux " juxtaposés dans le temps qui pilote une série de " portes " de la nature ci-dessus définie, c'est à dire de fenêtres électroniques.

L'appareil Echo Pulsatile Moniteur 4 ou EPM 4, conçu sur ce principe comprend I6 de ces portes, ce qui permet une étude centimétrique de l'encéphale : I6 centimètres représentant une limite raisonnable pour un crâne normal.

Le captage centimétrique rend possibles un certain nombre d'opérations, en particulier la comparaison de deux régions homologues de l'encéphale, dont nous avons déjà dit l'intérêt.

En effet, on peut certes enregistrer le signal à la sortie de chacun de ces canaux, ce qui donne I6 traces simultanées, mais on peut aussi opérer

- une
- deux
- ou plusieurs

sommations de ces signaux, au sens mathématique du terme.

- dans le premier cas, on a, soit une étude d'une zone dont la dimension est laissée au choix de l'opérateur, soit une étude portant sur la somme totale de la pulsatilité intracranienne, carotide externe exclue.

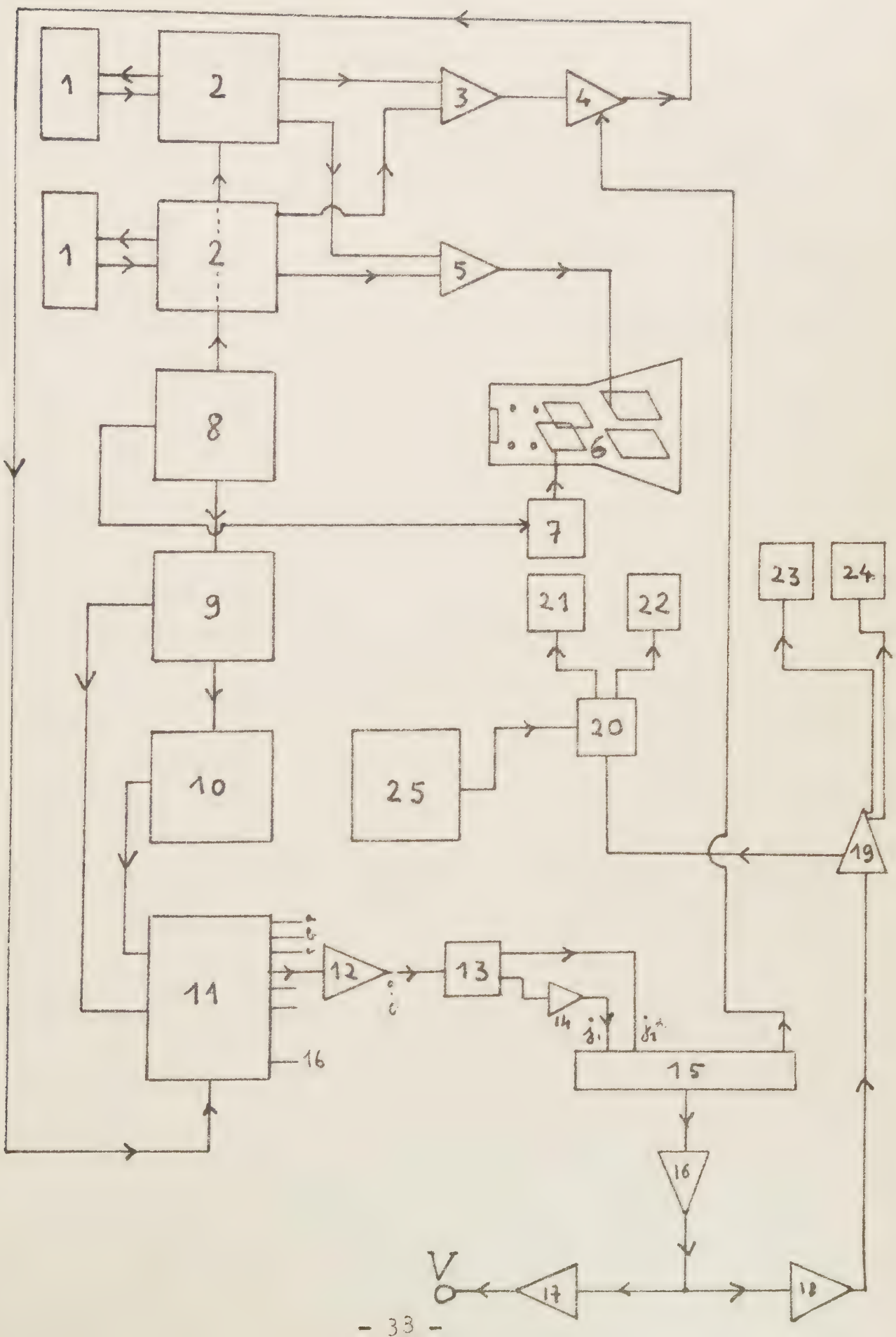
- dans le deuxième cas, on peut se livrer à une comparaison de deux zones choisies, en général les deux hémisphères cérébraux.
- dans le troisième cas, et dans l'EPM 4 il n'y a que trois sommateurs, on peut comparer simultanément la pulsatilité globale et la pulsatilité de chacun des deux hémisphères cérébraux

2) L'appareillage (schéma III)

Un dispositif générateur de créneaux d'une largeur égale au double du temps moyen de progation de l'onde ultrasonore dans le milieu étudié - ce qui représente I cm visualisé sur l'écran - est excité par l'impulsion de commande de l'ensemble du processus (excitation de la sonde, démarrage du balayage). Cette série de créneaux est comptée par huitaines grâce à un dispositif qui délivre des signaux rectangulaires d'une fréquence égale au huitième de la fréquence des impulsions originelles. L'ensemble de traitement de ces deux séries d'impulsions délivre donc un comptage BCD (voir schéma) dont le résultat est une adresse de codage pour chaque canal.

La réalisation pratique est faite à l'aide de deux multiplexeurs à huit sorties et à trois entrées d'adressage A^o, A^I, A^2, plus une entrée O E (Output Enable) de blocage générale. Le premier multiplexeur reçoit une autorisation de fonctionner sur son entrée O E jusqu'au huitième canal inclus il reçoit simultanément sur ses trois entrées A^o, A^I, A^2, le code lui indiquant chaque canal à ouvrir. A la fin du huitième canal, son entrée O E reçoit le signal de blocage qui ferme toutes les portes, même s'il reçoit des adresses sur ses trois entrées. A^o, A^I, A^2.

SCHEMA III.



LEGENDE DU SCHEMA III

-=oO§Oo=-

1 - Sonde en titanate de baryum, émettant sur une fréquence de 2 MHz.

2 - Ensemble comprenant un générateur d'impulsions, un dispositif récepteur-amplificateur avec entre eux un commutateur émission-réception.

3 - Mélangeur des signaux des sondes, et adaptateurs d'impédance

4 - Dispositif à commande automatique de gain avec dispositif anti-saturation

5 - Amplificateur d'attaque des plaques verticales du tube cathodique

6 - tube cathodique

7 - Commande de balayage horizontal du tube cathodique, pilotée par l'horloge 8.

8 - Horloge de déclenchement et de synchronisation.

9 - Ensemble compteur par 8.

10 - Compteur de huitaines.

11 - Bloc de démultiplexage à 16 canaux.

12 - Filtre actif passe-bas 20 Hz à gain ajustable

13 - Détecteur de polarité.

14 - Inverseur

15 - Sommateur avec dispositif anti-saturation.

16 - Amplificateur d'impédance.

17 - Adaptateur d'impédance

18 & 19 - Comparateur à niveau variable muA 710 de Fairchild

20 - Bloc d'alarme

21 - Dispositif d'alarme lumineuse

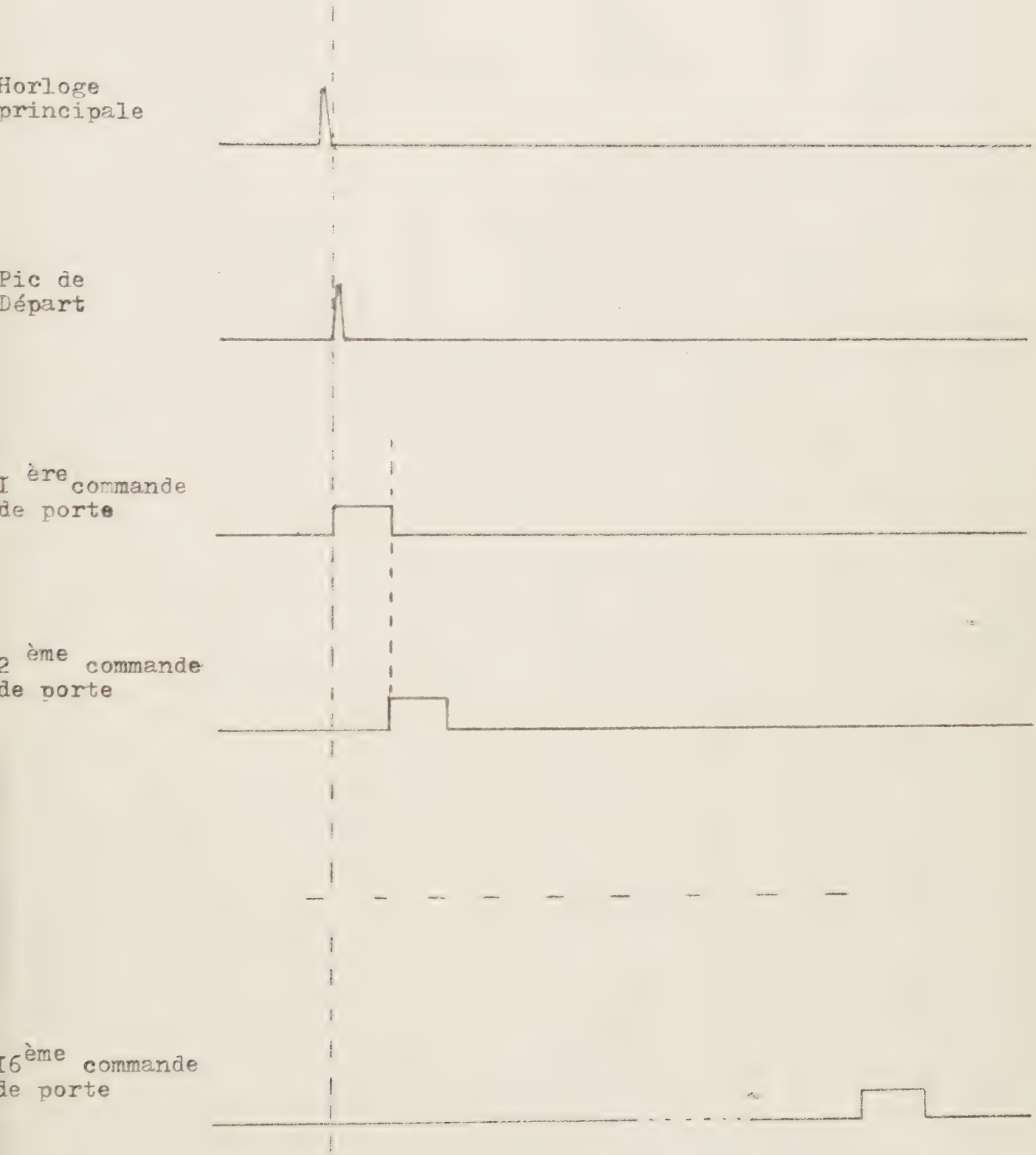
22 - Dispositif d'alarme sonore.

23 - Dispositif clignotant lumineux rythmé à la cadence des pulsatiles.

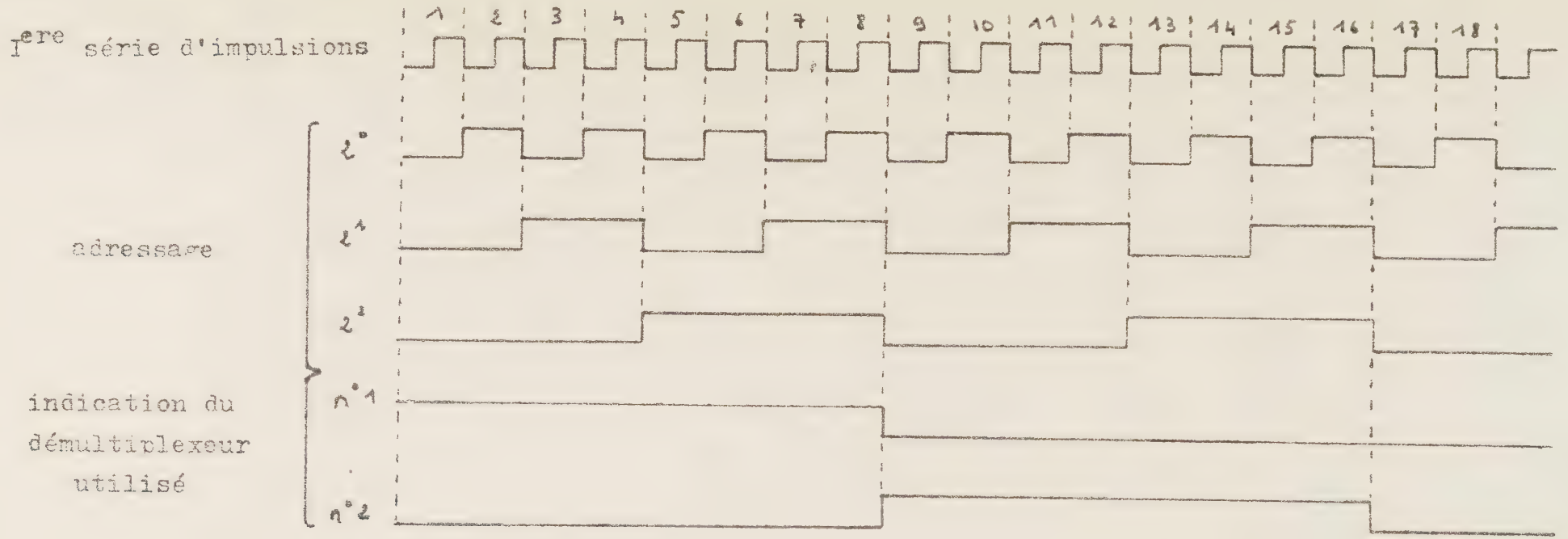
24 - Dispositif sonore répétiteur émettant un son à la cadence des pulsatiles.

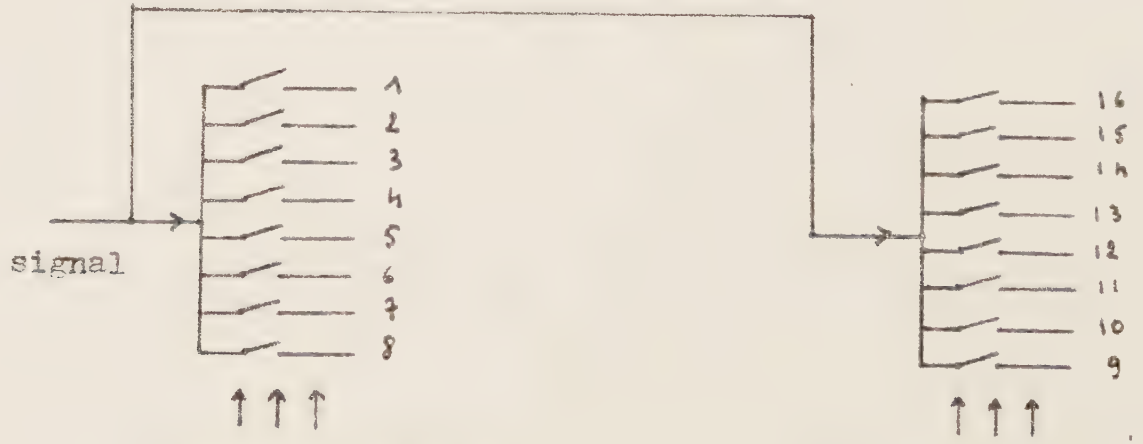
25 - Dispositif de temporisation réglable.

Y - Dispositif visualiseur et enregistreur, par exemple graphique.



CHRONOGRAMME DU CAPTAGE CENTIMETRIQUE





3 entrées d'adresse
I entrée de blocage
de l'ensemble

3 entrées d'adresse
I entrée de blocage
de l'ensemble

Le deuxième multiplexeur reçoit alors sur son entrée O E une autorisation de fonctionner, de façon analogue. A la fin du seizième canal, les deux multiplexeurs reçoivent sur leurs entrées O E le signal de blocage. Les seize portes analogiques sont fermées jusqu'au début du cycle suivant où le pic de départ de l'horloge générale remet tout à zéro.

A la suite de chacune de ces seize portes, est placé un filtre passe-bas très basse fréquence, du type à boucles multiples. L'ensemble des signaux sortant de ces seize filtres est sommé à l'aide d'un sommateur à amplificateur opérationnel et délivre une courbe appelée Σ_T représentative de l'ensemble de la pulsativité cérébrale. L'appareil comprend deux autres sommateurs à amplificateur opérationnel Σ_1 et Σ_2 sur chacun desquels il est possible d'envoyer ou de ne pas envoyer un nombre choisi de signaux issus des seize filtres à l'aide de seize interrupteurs à trois positions : Σ_1, off, Σ_2. A la sortie de ces trois sommateurs, trois amplificateurs suivis de trois filtres passe-bas à boucles multiples et à fréquence de coupure ajustable en dix positions amènent ces trois signaux à l'amplitude et au lissage voulus pour piloter unenregistreur graphique de signal sur un enregistreur à seize pistes. La simultanéité des enregistrements confère à cet appareil la possibilité de faire des comparaisons dans le temps.

B) RESULTATS

L'utilisation de la méthode du captage centimétrique intéresse trois domaines distincts :

- les comas dépassés
- les états cérébraux pathologiques (processus occupant de l'espace-vasculopathies aux différents stades) avec anomalies vasculaires primitives ou secondaires.

- la pression intracranienne.

I) Les comas dépassés

La visualisation simultanée d'une courbe traduisant la pulsatilité TOTALE de l'encéphale, de deux courbes traduisant chacune la pulsatilité d'un hémisphère et, si on le désire, des seize zones centimétriques, permet de constater :

- l'affaiblissement et la disparition de la pulsatilité cérébrale liée à l'arrêt circulatoire carotidien
- la chronologie de la disparition de la pulsatilité : en général, elle disparaît d'abord à la périphérie (exceptée la zone irriguée par la carotide externe) puis vers le centre, bien que l'écho médian puisse parfois continuer à pulser sous l'action du système vertébro-basilaire.

2) Les états cérébraux pathologiques avec retentissement circulatoire (processus occupant de l'espace - vasculopathies)

Les premières recherches ne permettent pas d'énoncer les règles précises mais fournissent quelques indications paraissant intéressantes :

Il apparaît en effet - et cela semble logique - qu'un évènement encéphalique ne laisse pas indifférente la pulsatilité de l'hémisphère où se situe cet évènement. La courbe pulsatile obtenue par sommation de huit canaux centimétriques est en effet constamment perturbée au cours des procéssus tumoraux, inflamatoires ou vasculopathiques primitifs.

Il semble dès maintenant que les tumeurs très infiltrantes ne donnent pas la même image pulsatile que les tumeurs limitées (méningiomes, kystes, métastases, ...)

L'enregistrement de plusieurs cas de processus métatatique nous a montré au niveau des métastases une zone relativement " muette " de pulsatilité, à l'inverse des processus inflamatoires localisés qui, au contraire, se sont révélés très pulsants. De même, l'enregistrement des échos pulsatiles zonaux au cours d'un kyste colloide du IIIème ventricule a montré, au niveau du kyste une zone silencieuse d'autant plus nette que les formations médianes qui fournissent le complexe écho-médian sont généralement très pulsantes.

Dans quelques cas de malformations vasculaires telles que, par exemple, les anévrysmes artério-veineux, on a pu apprécier en phase post opératoire la valeur du clampage des branches nourricières par une réduction relative de la pulsatilité.

Les courbes pulsatiles des vasculopathies décompensées focalement, en entraînant une réduction diffuse de la circulation, revêtent un aspect assez particulier, avec élargissement et aplatissement du complexe pulsatile qui est le plus souvent privé de sa composante rapide.

Au cours des hypertensions intracraniennes, la morphologie des complexes pulsatiles paraît également modifiée selon le degré de lH.I.C avec réduction de la pulsatilité et distorsion des courbes pulsatiles.

3) La pression intracranienne

C'est un domaine où règne une certaine confusion, depuis que les travaux de VAN DER LUGT & MOLIN (50) et JENKINS § WHITE (I8) sont venus infirmer ceux de JEPPSON (I9,20). Bien qu'en étant à son début, l'utilisation de la méthode centimétrique amène à penser qu'il existe probablement corrélation, qui reste à définir quantitativement mais qui est certainement du premier ordre, entre la pression intracranienne et les modifications pulsatiles observées. Des mesures comparatives sont actuellement menées en utilisant un capteur de pression extradural .

4) Etude de quelques observations.

Etant donné le nombre restreint de cas étudiés, actuellement il n'est pas possible d'établir dès maintenant un tableau complet des différents aspects des courbes échopulsatiles recueillies au cours des processus cérébraux pathologiques. Néanmoins, les caractères de la courbe semblent, dans certains cas, particulièrement nets.

a) pulsatilité normale du sujet jeune (homme 2I ans).
Les courbes de la pulsatilité hémisphérique droite et gauche et de la pulsatilité totale présentent une succession de pics de grande amplitude survenant à la fréquence du rythme cardiaque entre lesquels on note parfois quelques pics parasites.
L'étude de la pulsatilité zonale, montre que celle-ci augmente régulièrement l'amplitude de la périphérie vers le centre.

b) Coma stade IV d'origine traumatique (homme 32 ans).
La pulsatilité hémisphérique droite et gauche est abolie le tracé est nul.

c) Thombrose de l'artère sylvienne gauche (femme 60 ans).

Le montage permet de comparer cm par cm la pulsatilité du côté droit à celle du côté gauche celle-ci est nettement diminuée à 5 et 6 cm de profondeur.

d) Hématome sous dural droit (homme 63 ans).

La comparaison de l'hémisommation droite à l'hémisommation gauche, montre une importante diminution d'amplitude de la pulsatilité hémisphérique droite.

e) Gliome temporal gauche (homme 28 ans).

Infiltration gliomateuse débutant à 2-3 cm du cortex. Malgré la profondeur quasi disparition de la pulsatilité à gauche à par-

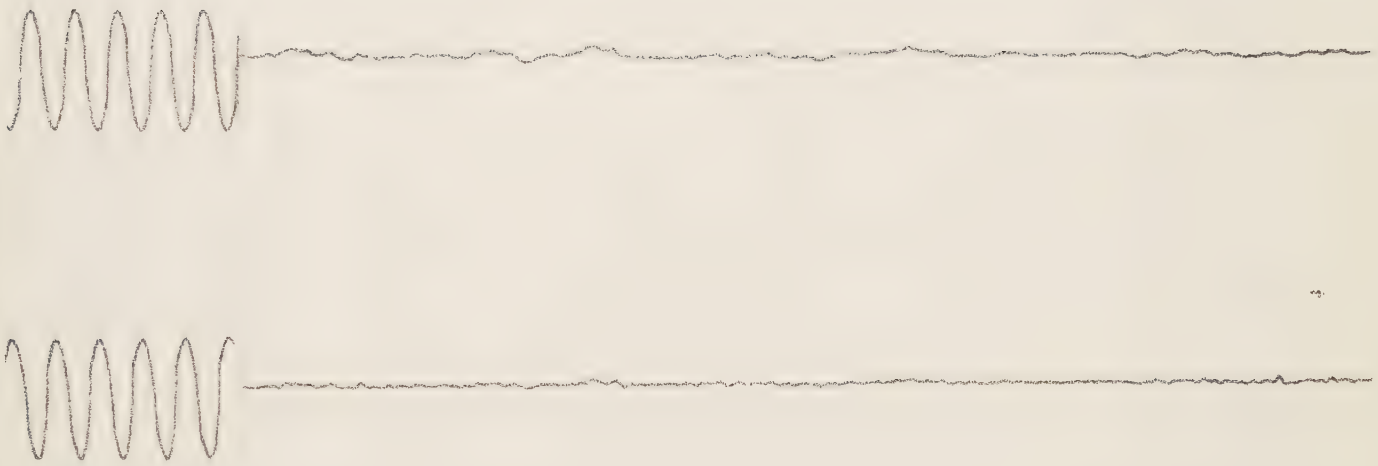
Pulsatilité zonale

Hémisommation gauche

Hémisommation droite

Sommation totale

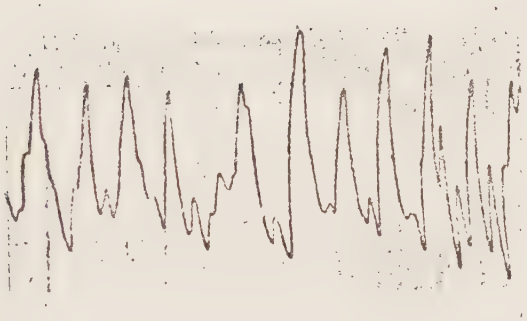
PULSATILITE NORMALE



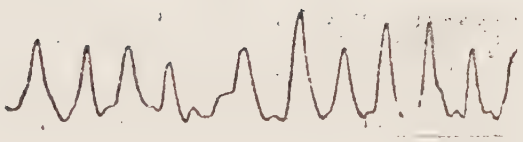
COMA STADE IV D'ORIGINE TRAUMATIQUE : Tracé nul

LEFT
0 1 2 3 4 5 6 M
LEFT
RIGHT
0 1 2 3 4 5 6 M
5 4 3 2 1 0
NORMAL
VASC.
LEFT
SYLVIAN
THROMBOSIS
RIGHT
0 1 2 3 4 5 6 M

Hémisommation droite

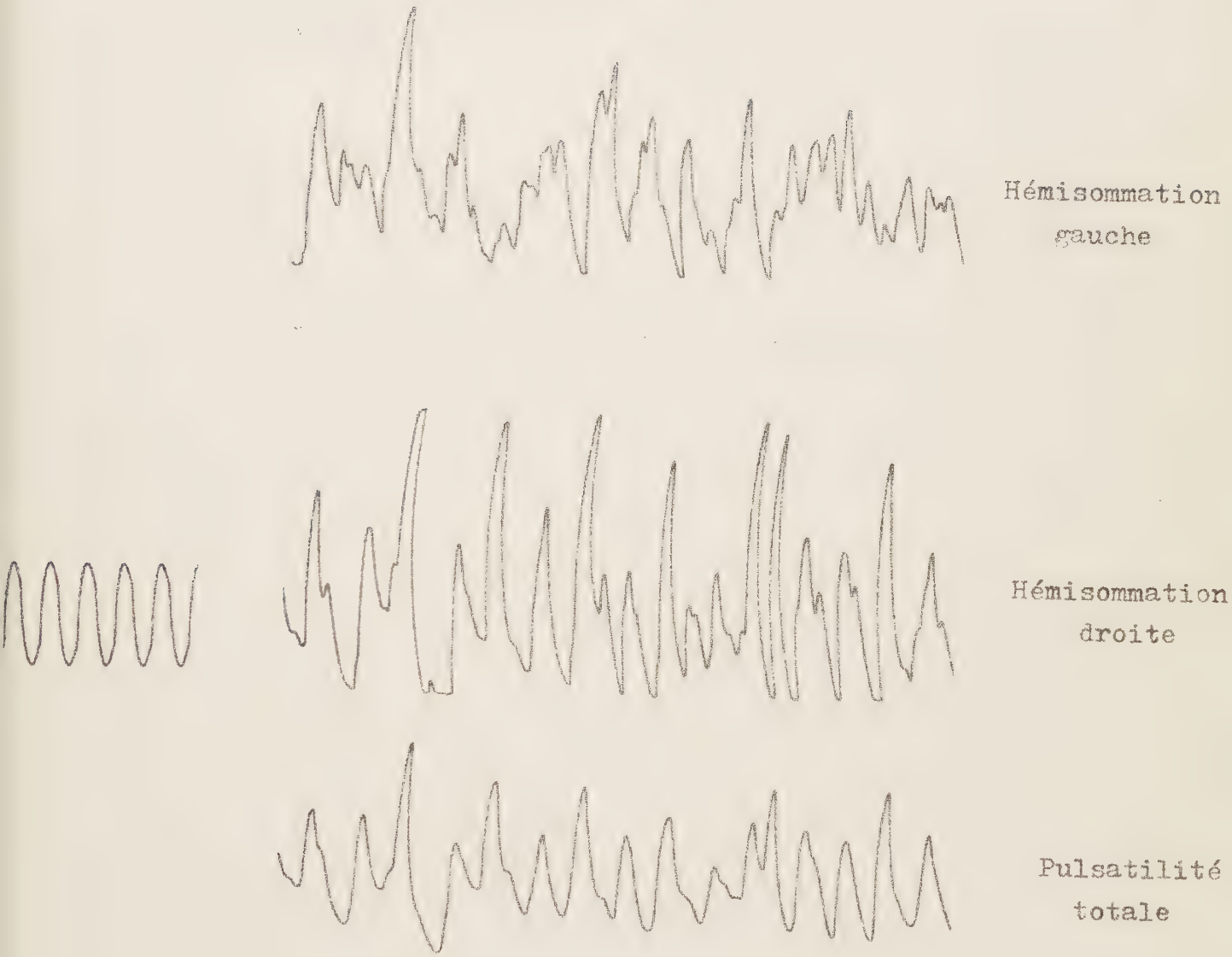


Hémisommation gauche

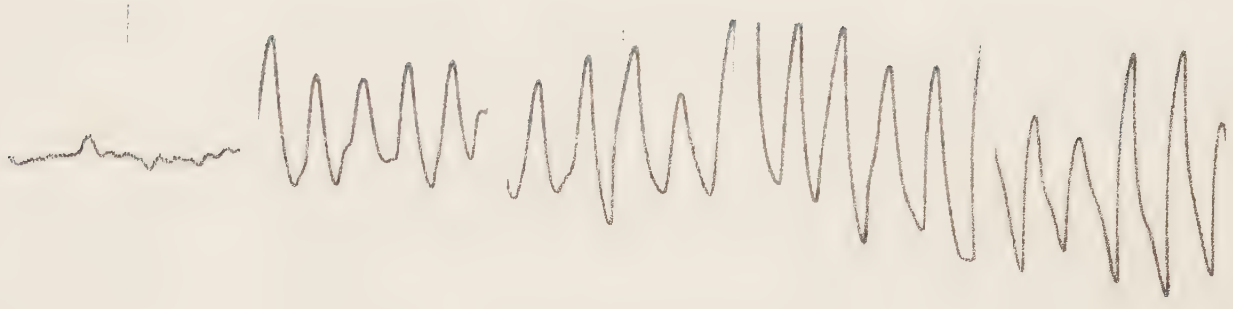


Sommation totale

HEMATOME SOUS-DURAL DROIT



GLIOME TEMPORAL GAUCHE

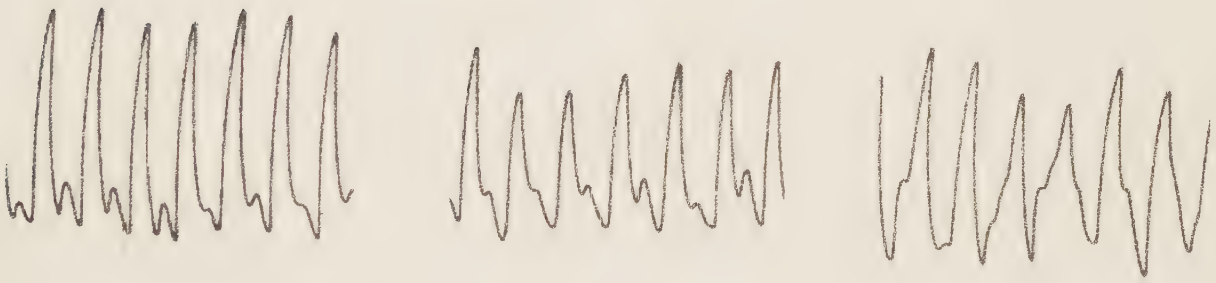


2 cm 3 cm 4 cm 5 cm 6 cm

Pulsatilité zonale droite

2 cm 3 cm 4 cm 5 cm 6 cm

Pulsatilité zonale gauche



Hémisommation droite

Hémisommation gauche

Sommation totale

METASTASE

tir de 5 cm c : particulièrement nette. L'amplitude de la courbe de l'hémisommation gauche est diminuée par rapport à celle du côté opposé.

f) Métastase (Homme 36 ans).

Opéré 4 mois auparavant d'un mélanocarninonne de la cuisse droite.

L'analyse centimétrique permet d'observer l'abolition de la pulsatilité à 5 et 6 cm de profondeur du côté gauche.

Ces différents cas ne peuvent être donnés qu'à titre d'exemple, aucune statistique ne pouvant encore être établie du fait du petit nombre de sujets étudiés. Néanmoins, les indications qu'ils fournissent semblentsuffisamment intéressantes pour justifier la poursuite des recherches.

C) PERSPECTIVES

En ce qui concerne les comas dépassés, la simplicité de fonctionnement de l'EPM 4 autorise à envisager son utilisation en monitoring : il est possible, en effet, de le munir d'une alarme réglable à déclenchement retardé (afin d'être bien sûr qu'il n'y a plus de pics résiduels), qui pilote un visualiseur lumineux et un système déclenchant un enregistreur graphique qui relate l'aplatissement puis la disparition complète des échos pulsatiles, ce qui fournit une preuve graphique. Le seuil de règlage de l'alarme est fixé par l'opérateur à l'aide d'une commande externe. Deux voyants lumineux s'allument selon la phase, systole ou diastole, visualisant l'existence de ces pulsatiles. En cas d'insuffisance de la phase systolique, le voyant correspondant s'arrête et seul continue à clignoter le voyant de la phase diastolique cette information visuelle précède la mise en route de l'alarme.

Un dispositif de commutation automatique de sonde, couplé à un système repérant, sur l'enregistreur graphique, la sonde utilisée autorise éventuellement le monitoring de plusieurs lits à partir d'une seule unité centrale.

La pathologie cérébrale avec retentissement circulatoire -processus expansifs et vasculopathies - peut être étudiée d'un point de vue entièrement nouveau. Les premiers résultats dont nous avons fait état ci-dessus, s'ils demandent à être confirmés et développés, semblent encourageants. Un vaste travail de classification est maintenant à entreprendre pour étudier la pulsatilité encéphalique liée à tel ou tel état pathologique.

De même, la carte de la pulsatilité cérébrale normale reste-t-elle à établir de façon détaillée par l'étude d'un grand nombre de sujets.

Le captage centimétrique peut enfin contribuer à l'étude de la pression intracranienne et devenir un des instruments de sa mesure.

QUATRIEME PARTIE

-=oO§Oo=-

CONCLUSION

-=oO§Oo=-

CONCLUSION.-

L'exploration ultrasonore de la masse cérébrale peut s'effectuer selon trois méthodes : l'échographie A, l'échographie B, et l'échographie pulsatile.

L'échoencéphalographie A a pour objet des anomalies de position des échos - et en particulier de l'écho médian - visualisant les structures encéphaliques réfléchissantes.

L'échoencéphalographie B permet la réalisation de véritables tomographies cérébrales actuellement, l'élimination totale des échos parasites provoqués par la traversée du crâne n'a pas encore été obtenue ce qui restreint l'usage de cette méthode.

Enfin, l'échoencéphalographie pulsatile donne une représentation de la pulsatilité de la masse cérébrale. Pratiquée selon les méthodes classiques - méthode manuelle ou méthode de la fenêtre électronique - elle s'est surtout imposée jusqu'à présent comme moyen d'analyse de l'état de la circulation cérébrale.

Elément déterminant du diagnostic dans les comas stade IV, cet examen simple, rapide, répétable, non traumatisant et qui peut être pratiqué au lit du malade, fournit aussi des données pronostiques capitales dans le cas de certains comas stade III où malgré la persistance d'une activité E.E.G. encore décelable, l'abolition des échos pulsatiles hémisphériques indique le passage à un état terminal réciproquement, leur persistance au cours d'un coma apparent stade IV d'origine toxique par exemple est un élément pronostique favorable.

P ratiquée selon des règles bien déterminées, en captant uniquement les échos hémisphériques, l'échoencéphalographie pulsatile que l'on procède par la méthode manuelle ou par celle de la fenêtre électronique, peut être considérée comme fiable : " Si la pulsatilité disparaît, la mort cérébrale est quasi certaine " (C.GROS).

Dans l'hypothèse d'un prélèvement d'organes, la tâche de l'équipe médicale se trouve alors facilitée : " Des heures précieuses comparées aux délais légaux actuels (24 heures) vont être gagnées"(C.GROS).

Dans ces conditions, il semble que le critère échoencéphalographique doit maintenant être inclus dans la définition du comas dépassé, au côté des critères clinique et électroencéphalographique.

De plus, l'existence de comas stade IV d 'origine toxique avec pulsatilité conservée et, inversement, de comas stade III où la pulstatilité est abolie, peut poser le problème d'une nouvelle classification des comas, ou de nuances dans les classifications anciennes.

Malgré les succès appréciables qu'elles ont enregistré, les méthodes classiques d'échoencéphalographie pulsatile présentaient le grave inconvénient d'interdire toute comparaison rapide de la pulsatilité de deux zones homologues ou de deux hémisphères.

Conséquence, non pas d'une insuffisance du protocole expérimental, mais de la façon même dont le signal ultrasonore était traité, ce problème a été résolu en 1973-74 par la mise au point par S. CHANCHOLE d'une nouvelle méthode, à la fois précise et d'utilisation aisée : le captage centimétrique.

Ce dernier, parce qu'il autorise une analyse plus fine de la pulsatilité, centimètre par centimètre ou zone par zone, au gré de l'expérimentateur, va certes permettre d'approfondir les résultats déjà acquis , mais il offre de plus des possibilités nouvelles, à savoir l'étude de la pulsatilité de chacun des deux hémisphères ou de la pulsatilité cérébrale totale, qui ouvrent un vaste champ de recherche, surtout si on l'utilise en association avec l'échoencéphalographie B dont l'échographie pulsatile est le complément dynamique.

Le captage centimétrique permet d'envisager dès maintenant une meilleure approche diagnostique de la pathologie tumorale, vasculaire ou traumatique. Il rend techniquement possible l'analyse topographique

systématique et précise des différents échos recueillis.

Des développements importants sont prévisibles dans la mesure de la pression intracranienne, cette dernière n'ayant jamais été évaluée par une méthode non-sanglante.

Enfin, l'utilisation de l'échoencéphalographie pulsatile en monitoring devient dès maintenant possible.

BIBLIOGRAPHIE

-=oOoOo=-

I - ARFEL, G : Problème électroencéphalographiques de la mort. Masson et Cie, I970.

2 - BRAAK, JWG ter, et VLIEGER, M. de : Cerebral pulsations in echoencephalography. Acta Neurochir. I2, 678-694, I965.

3 - DANCKWERTS, H-J : Ultrasound echopulsations and geometric change of reflecting intracranial structures. Acta Neurol. Scandinav.50, II6-I2I, I974.

4 - DUSSIK, K Th. : Über die Möglichkeit, hochfrequente mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfmisttel zu ververten. Z.ges. Neurol. Psychiat. I74, I53-I68, I942.

5 - ERBA, G., LOMBROSO, C.T. , et YOGO, T. : Two dimensional Echo Encephalography in Supratentorial Mass Lesion. Ultra-sonographia Medica, Wien, I, 46, 34I-350, I97I.

6 - FISCHGOLD, H., STRAUSS, M.F. et HAZEMANN : A Scan Echo Encephalographic in Acute and Chronic Head Injuries. Proceedings in Echo Encephalography, Berlin, 80-86, I968.

7 - FRENCH, L.A , WILD, J J., et NEAL, D., : Dectection of cerebral tumors by ultrasonic pulses. Pilot studies on post-mortem material. Cancer 3,705-708, I950.

8 - --- --- --- : The experimental applications of ultrasonic to localization of brain tumours. Preliminary report, J. Neurosurg. 8, I98-203, I95I.

9 - FREUND, H.J. : Ultraschallregistrierung der Pulsationen einzelner intrakranieller Arterien zur Diagnostik von Gefärssverschlüssen. Arch. Psychiat. Nerven r. 207, 247-253, I965.

I0 - FREUND, H.J. et KAPP, H : Eine Methode zur Registrierung arterieller Pulsationen mittels Ultraschall. Pflügers Arch. ges. Physiol. 29I 268-276, I966.

II - FREUND, H.J., KAPP, H. et KENDEL,K. : Recording arterial pulse curves with ultrasound. Proceedings in Echo Encephalography, Springer-Verlag, Edit. Berlin,Heidelberg, New-York, I92-I96, I968.

I2 - FRY, F.J. : Intracranial anatomy and ultrasonic lesions visualized by ultrasound. Ultrasonographia Medica, Wien, I, 38I-385 , I97I.

I3 - GELETNEKY, C.L. et PIA, H.W. : Die Encephalographie bei infantilen Encephalopathie. Ultrasonographia Medica, Wien I, 2I7-224, I97I.

I4 - GROS, C. : La mort du cerveau. La Nouvelle Presse Médicale, 2, n° 5 , 3 février I973.

I5 - HOLM, H.H. et KRISTENSEN J.K. : Ultrasonic pulse detection. Acta. Chirurg. Scandinav. I33, 269-27I, I967.

I6 - HOWRY, D.H. : Techniques used in ultrasonic visualization of soft tissue structures of the body. IRE, Convention Record 9, 75-88, I955.

I7 - ITO, K, TANAKA, K. et ABE, Y. : Ultrasound in the diagnosis of head injury. Proceedings in Echo Encephalographie, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, New-York, 90-97, I968.

I8 - JENKINS, C.O. et WHITE, D.N. : The rise time of intracranial echopulsation and intracranial pressure. Acta. Neurol. Scandinav.48, II5-I23, I972.

I9 - JEPPSSON,S. : Echoencephalography. A method for recording the intracranial pressure with the aid of the echoencephalographic technique a preliminary report. Acta. Chir.Scand. 2I8-224, I964.

20 - JEPPSSON, S. : A method for recording the intracranial pressure with the aid of the echoencephalographic technique. P roceedings in échoencephalography. Springer-Verlag, Edit. Berlin, Heidelberg, New-York, I, I86-I88, I968.

2I - KAZNER, E. : Recognition and differential diagnosis of intracranial complications following head injuries by means of echoencephalography. P roceedings in echoencephalography. Springer-Verlag, Edit. Berlin, Heidelberg, New-York, I, 98-I06, I968.

22 - KAZNER, E. et KUNZE, S. : The diagnosis of epidural haematoma on the basis of echoencephalography. Excerpta medica, International Congress Series I39, N° I73, I967.

23 - KAZNER, E. et KUNZE, S. : Echoencephalographic findings with midline tumors and tumors of the base of the skull. Proceedings in echoencephalography - Springer-Verlag, Edit. Berlin, Heidelberg, New-York, I, 7I-75, I968.

24 - KVIST KRISTENSEN, J. : Carotid and vertebral blood-flow evaluation by means of ultrasound. Acta Neurol. Scand., 43, Suppl.3I II6, (abstract) I967.

25 - KVIST KRISTENSEN, J., EIKEN, M. et von WOWERN, F. : Pulsating ultrasound in the diagnosis of carotid artery disease. Ultrasonographia Medica, Wien, I, 287-288, I97I.

26 - KVIST KRISTENSEN, J. - : Ultrasonic pulse detection applied to the carotid and vertebral arteries. Scand. J. Thorac. Cardiovasc. Surg., I, I78-I80, I967.

27 - LEKSELL, L. : Echoencephalography. Act. Chirurg. Scand. II0, 3, p. 30I, I955.

28 - LEPETIT, J.M. D ANY, A., PEFFERKORN, J.P. et VALLAT, J.N. : Aspect de l'échoencéphalogramme au cours de l'évolution des comas, spécialement au stade IV . Etudes préliminaires. Documents filmés et commentés. Soc. Neurol. Psych. Bordeaux. Séance du I5 Septembre I968 C.R. Bordeaux Médical, 5I, n° 5, p I234, I969.

29 - LEPETIT, J.M. et FISCHGOLD H. : Echoencéphalographie et perte irréversible des fonctions cérébrales (film). Deutsche E.E.G. Gesellschaft, I5, I7-5-I969, Bonn.

30 - LEPETIT, J.M., et PEFFERKORN, J.P. : Aspects de l'échoencéphalogramme au cours de l'évolution des comas, spécialement au stade " coma dépassé ". Réanimation et éthique médicale, Arnette Edit., Paris, 3I-38, I970.

3I - LEPETIT, J.M. PEFFERKORN, J.P., et DANY, A. : Echographie pulsatile et perte irréversible des fonctions cérébrales (film couleur I6mm,20 minutes). I968, Soc. Psych. Bordeaux, et Sud-Ouest, I5-I2-I968 I.N.S E.R.M Hopital Foch Paris, I6-I2-I968 Deutsche E.E.G. Gesellschaft, Bonn I5-5-I969 Soc. Neuro-Chirur. de langue française, Paris I2-2-I969.

32 - LEPETIT, J.M., PEFFERKORN, J.P., et DANY, A : Table ronde sur la mort cérébrale. Présentation filmée et commentée. Soc. Neuro-Chirur. de langue française, Genève, 26-5-I97I Neuro-Chirurgie, I8, n° I, 28-30, I972.

33 - LEPETIT, J.M., PEFFERKORN, J.P. DANY, A., et GAY, R. : L'échoencéphalogramme dans le diagnostic du coma dépassé. Séminaire sur les comas dépassés et prélèvement d'organes. Association des anesthésiologistes français. Amiens , 26-27-28 avril I973. A paraître dans Annales d'Anesthésiologie.

34 - LEPETIT, J.M., PEFFERKORN, J.P. DANY, A., et GAY R. : Détection de l'arrêt circulatoire carotidien et surveillance des phénomènes prémonitoires de la mort cérébrale par monitoring ultrasonore pulsatile. Présentation de l'appareil. Soc. de Neuro-Chirurgie de langue franaçse, Paris, 4-I2-I973.

35 - MAY, A.G., VAN DE BERG, L., DE WEESE, J.A. et al : Critical arterial stenosis. Surgery, 54, 250-259, I963.

36 - MILBLED, G., AGNERAY, H., PARQUET, P.J. et WYREMBLEWSKI, F. La sphygmographie ultrasonique. L ille médical, II, 955-960, I966.

37 - MOLLARET, P., et GOULON, M. : Le coma dépassé. revue Neurol. IOI, 3-I5, I959

38 - OKA, M. Intracranial echopulsation in brain death, brain tumor and intracranial hypertension, (Communication). Second world congress on ultrasonics in medecine, Rotterdam, 4-8, June I973.

39 - OLTHOF, P.W.L. : Echomyelographie. Ultrasonographia Medica, Wien, I, 377-380, I97I.

40 - OUAKNINE, G., KOSARY, I.Z., BRAHAM, J., CZERNIAK, P., et NATHAN H. : Laboratory criteria of brain death, J. of Neurosurg., 39, I973.

4I - PLANIOL, T., NIKOL, F., CHARPENTIER, J. et BUISSON, J. : L'échoencéphalographie. Revue Neurol., II0, 5, 489-505, I964.

42 - PLANIOL, T., et FISCHGOLD H. : Etude des p ulsations cérébrales à l'aide de l'échoencéphalographie ultrasonore. C.R. Soc. Biol. I59, I294-I299, I965.

43 - PLANIOL, T. et POTTIER J.M. : Registration of cerebral echopulsations and comparison with rheoencephalographic oscillations. Proceedings in echoencephalography. Springer-Verlag, Edit. Berlin, Heidelberg, New-York, I89-I9I, I968.

44 - POURCELOT, L. : Nouveau débimètre sanguin à effet Doppler. Ultrasonographia Medica, Wien, I, I25-I30, I97I.

45 - SCHIEFER? W : Echoencephalography with tumors of the cerebral hemispheres. P roceedings in echoencephalography. Springer Verlag, Edit. Berlin, Heidelberg. New-York, 55-65-I968.

46 - SJÖGREN, I. : Echoencephalography in infantile hydrocephalus. Preliminary report. Acta Neurol. Scand. 4I, Sup. I3, I3-I8, I965.

47 - SMITH, J.K., et EARL WALKER, A. - : Cerebral blood flow and brain metabolism as indication of cerebral death. The John Hopkins Medical Journal, I33-2, I07-II9, I973.

48 - SOKOLOW, S.J. - : Zur Frage der Fortpflanzung ultraakustischer Schwingungen in verschiedenen Körpern. Eleltr. Nachr. Techn. 6, 454-46I, I929.

49 - THURSTONE, F.L., : Ultrasound holography. Ultrasonographia Medica Wien. I, I3I-I40, I97I.

50 - VAN DER LUGT, P.J.M. et MOLIN, C.E. : Factors influencing cerebral pulsations in echoencephalography - Acta Neurochir. Wien, I8, 246-255, I968.

5I - VILLOT, G. : Echographie pulsatile ultrasonore et état de coma dépassé. Thèse Limoges, n° 5, I972.

52 - VLIEGER, M.DE., et RIDDER, H.J. : Use of echoencephalography. Neurology, 9,2I6, I959

53 - VLIEGER, M. DE . : P roblems in differential diagnosis of haematoma echoes with post-traumatic intracranial hemorhages Proceedings in echoencephalography - Berlin, Heidelberg, New-York, 87-89, I968.

54 - WALLACE, W.K. AVANT, W, Jr, MC KINNEY, W.M. et al. : Ultrasonic techniques for measuring intracranial pulsations : research and clinical studies. Neurology (Minneap), I6, 380-382, I966.

55 - WELLS P.N.T. : Ultrasonics in clinical diagnosis. Churchill Livingstone, Edinburg and London, I972.

56 - WHITE, D.N., CLARK, J.M., WHITE, D.A.W., CAMPBEDL, J.K. BAHULEYAN, K., KRAUS, A.S. et BRINKER, R.A. : The deformation of the ultrasonic field in passage across the living and cadaver head. Ultrasonographia Medica. Wien, I, I79-I86, I97I.

57 - ZANDER, E., et FOROGLOU, G. : Etude de l'hydrocéphalie interne à l'aide de l'échoencéphalographie. Ultrasonographia Medica. Wien, I, 247-250, I97I.

VU le PRESIDENT DE THESE :

(Signé)

VU LE DOYEN DE LA FACULTE

(Signé) F. DELBARRE

VU ET PERMIS D'IMPRIMER

LE PRESIDENT DE L'UNIVERSITE DE PARIS V

(Signé) J. FREZAL